

Aus der Abteilung für Werkstoffkunde
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Joachim Viohl)
des Instituts für Klinisch-Theoretische Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**DIE HAFTUNG VON ADHÄSIVBRÜCKEN AUF
BEWEGLICHEN PFEILERZÄHNEN
UND VON PLANEN METALLPROBEN AUF
MENSCHLICHEM UND RINDERZAHNSCHMELZ**

Dissertation

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt

Matthias Kotzur

aus Berlin

1983



Aus der Abteilung für Werkstoffkunde
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Joachim Viohl)
des Instituts für Klinisch-Theoretische Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**DIE HAFTUNG VON ADHÄSIVBRÜCKEN AUF
BEWEGLICHEN PFEILERZÄHNEN
UND VON PLANEN METALLPROBEN AUF
MENSCHLICHEM UND RINDERZAHNSCHMELZ**

Dissertation

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt

Matthias Kotzur

aus Berlin

Referent: Prof. Dr. med. dent. Joachim Viohl

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. Georg Sauer

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 6. 12. 1984

Inhaltverzeichnis

1. Einführung	1
2. Die Entwicklung	2
2.1. Kindheit	2
2.2. Jugend	3
2.3. Erwachsenenalter	4
2.4. Alter	5
3. Die Entwicklung des Menschen	6
3.1. Die Entwicklung des Menschen	6
3.2. Die Entwicklung des Menschen	7
3.3. Die Entwicklung des Menschen	8
3.4. Die Entwicklung des Menschen	9
3.5. Die Entwicklung des Menschen	10
3.6. Die Entwicklung des Menschen	11
3.7. Die Entwicklung des Menschen	12
3.8. Die Entwicklung des Menschen	13
3.9. Die Entwicklung des Menschen	14
3.10. Die Entwicklung des Menschen	15
3.11. Die Entwicklung des Menschen	16
3.12. Die Entwicklung des Menschen	17
3.13. Die Entwicklung des Menschen	18
3.14. Die Entwicklung des Menschen	19
3.15. Die Entwicklung des Menschen	20
3.16. Die Entwicklung des Menschen	21
3.17. Die Entwicklung des Menschen	22
3.18. Die Entwicklung des Menschen	23
3.19. Die Entwicklung des Menschen	24
3.20. Die Entwicklung des Menschen	25
3.21. Die Entwicklung des Menschen	26
3.22. Die Entwicklung des Menschen	27
3.23. Die Entwicklung des Menschen	28
3.24. Die Entwicklung des Menschen	29
3.25. Die Entwicklung des Menschen	30
3.26. Die Entwicklung des Menschen	31
3.27. Die Entwicklung des Menschen	32
3.28. Die Entwicklung des Menschen	33
3.29. Die Entwicklung des Menschen	34
3.30. Die Entwicklung des Menschen	35
3.31. Die Entwicklung des Menschen	36
3.32. Die Entwicklung des Menschen	37
3.33. Die Entwicklung des Menschen	38
3.34. Die Entwicklung des Menschen	39
3.35. Die Entwicklung des Menschen	40
3.36. Die Entwicklung des Menschen	41
3.37. Die Entwicklung des Menschen	42
3.38. Die Entwicklung des Menschen	43
3.39. Die Entwicklung des Menschen	44
3.40. Die Entwicklung des Menschen	45
3.41. Die Entwicklung des Menschen	46
3.42. Die Entwicklung des Menschen	47
3.43. Die Entwicklung des Menschen	48
3.44. Die Entwicklung des Menschen	49
3.45. Die Entwicklung des Menschen	50
3.46. Die Entwicklung des Menschen	51
3.47. Die Entwicklung des Menschen	52
3.48. Die Entwicklung des Menschen	53
3.49. Die Entwicklung des Menschen	54
3.50. Die Entwicklung des Menschen	55
3.51. Die Entwicklung des Menschen	56
3.52. Die Entwicklung des Menschen	57
3.53. Die Entwicklung des Menschen	58
3.54. Die Entwicklung des Menschen	59
3.55. Die Entwicklung des Menschen	60
3.56. Die Entwicklung des Menschen	61
3.57. Die Entwicklung des Menschen	62
3.58. Die Entwicklung des Menschen	63
3.59. Die Entwicklung des Menschen	64
3.60. Die Entwicklung des Menschen	65
3.61. Die Entwicklung des Menschen	66
3.62. Die Entwicklung des Menschen	67
3.63. Die Entwicklung des Menschen	68
3.64. Die Entwicklung des Menschen	69
3.65. Die Entwicklung des Menschen	70
3.66. Die Entwicklung des Menschen	71
3.67. Die Entwicklung des Menschen	72
3.68. Die Entwicklung des Menschen	73
3.69. Die Entwicklung des Menschen	74
3.70. Die Entwicklung des Menschen	75
3.71. Die Entwicklung des Menschen	76
3.72. Die Entwicklung des Menschen	77
3.73. Die Entwicklung des Menschen	78
3.74. Die Entwicklung des Menschen	79
3.75. Die Entwicklung des Menschen	80
3.76. Die Entwicklung des Menschen	81
3.77. Die Entwicklung des Menschen	82
3.78. Die Entwicklung des Menschen	83
3.79. Die Entwicklung des Menschen	84
3.80. Die Entwicklung des Menschen	85
3.81. Die Entwicklung des Menschen	86
3.82. Die Entwicklung des Menschen	87
3.83. Die Entwicklung des Menschen	88
3.84. Die Entwicklung des Menschen	89
3.85. Die Entwicklung des Menschen	90
3.86. Die Entwicklung des Menschen	91
3.87. Die Entwicklung des Menschen	92
3.88. Die Entwicklung des Menschen	93
3.89. Die Entwicklung des Menschen	94
3.90. Die Entwicklung des Menschen	95
3.91. Die Entwicklung des Menschen	96
3.92. Die Entwicklung des Menschen	97
3.93. Die Entwicklung des Menschen	98
3.94. Die Entwicklung des Menschen	99
3.95. Die Entwicklung des Menschen	100

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. <u>Einleitung</u>	9
2. <u>Literaturübersicht</u>	10
2.1. Kleberetentionen auf Metalloberflächen	10
2.2. Mikroretentionen auf Metalloberflächen durch Ätzung	12
2.2.1. Vorgänge bei der Lochkorrosion	13
2.2.2. Verwendete Säuren	14
2.2.3. Stromdichte und Ätzzeiten	15
2.2.4. Geräte	16
2.2.5. Reinigung nach dem Ätzen	17
2.2.6. Verwendete Legierungen	17
2.2.7. Vorbehandlung der Metalle	17
2.3. Festigkeitsuntersuchungen des Verbundes Metall-Kunststoff und Metall-Kunststoff-Zahnschmelz	19
2.3.1. Verfahrensweisen	19
2.3.2. Lagerungsbedingungen	20
2.3.3. Kunststoffe	21
2.3.4. Zähne	22
2.3.5. Meßwerte	23
2.4. Festigkeitsuntersuchungen an Brücken	23
2.4.1. Verwendung von Pfeilerzähnen mit beweglichem Parodontium	26
2.4.2. Zahnbeweglichkeit natürlicher Zähne	26
2.4.3. Extraktionskräfte bei natürlichen Zähnen	27
3. <u>Vorversuche</u>	30
3.1. Messungen an natürlichen Parodontien	30
3.1.1. Probenherkunft und Lagerung	30

3.1.2. Einbettung und Durchführung der Messungen	31
3.1.3. Ergebnisse	32
3.2. Herstellung eines künstlichen Parodonts	39
3.2.1. Auswahl eines elastischen Kunststoffes	40
3.2.2. Bearbeitung der Zahnwurzeln und Einbettung in elastischen Kunststoff	40
3.2.3. Beweglichkeitsmessungen am künstlichen Parodont	42
3.2.4. Eigenschaften des künstlichen Parodonts	42
4. <u>Hauptversuche</u>	44
4.1. Versuchsdurchführung	44
4.1.1. Dreigliedrige Brücken an Zähnen mit natür- lichem und künstlichem Parodont	44
1. Auswahl der Pfeilerzähne	44
2. Gestaltung der Brücken und Oberflächen- behandlung	45
3. Kleben der Brücken und Lagerung	46
4. Prüfanordnung und Belastungsrichtung	47
4.1.2. Haftfestigkeitsuntersuchungen an planen Probekörpern	48
1. Auswahl des Zahnmaterials	48
2. Gestaltung und Herstellung der Metallproben	49
3. Oberflächenbehandlung der Metallproben	49
4. Einbettung der Zähne und Prüfanordnung	50
5. Verarbeitungsbedingungen beim Klebevorgang	52
4.1.3. Die Metalloberflächen im Rasterelektronen- mikroskop	54
4.2. Ergebnisse der Hauptversuche	54
4.2.1. Festigkeit geklebter Brücken	54
1. Palatinale Druckbelastung	56

2. Vestibuläre Druckbelastung	58
4.2.2. Versuche mit planen Probekörpern	58
1. Festigkeit an Rinder- und menschlichen Zähnen	60
2. Einfluß von Verarbeitungszeit und Feuchtigkeit	62
3. Einfluß der Probengröße	63
4.2.3. Statistische Beurteilung	63
4.2.4. Rasterelektronenmikroskopie der Metallober- flächen	64
5. <u>Diskussion der Ergebnisse</u>	69
5.1. Elastische und nichtelastische Eigenschaften des natürlichen Parodonts	69
5.2. Nachbildung der natürlichen Zahnbeweglichkeit	70
5.3. Adhäsivbrücken auf beweglichen und unbeweglichen Zähnen	71
5.4. Versuche mit planen Probekörpern	72
5.4.1. Verwendbarkeit von Rinderzähnen	73
5.4.2. Einfluß der Verarbeitungsbedingungen	73
5.5. Beurteilung der bearbeiteten Metalloberfläche	74
6. <u>Klinische Hinweise</u>	76
7. <u>Zusammenfassung</u>	77
8. <u>Literaturverzeichnis</u>	78
9. <u>Tabellenanhang</u>	82



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548817_0085

1. Einleitung

Zur Versorgung von einzelnen Zahnlücken mit feststehendem Zahnersatz müssen in der Regel die der Lücke benachbarten Zähne überkront werden, um für den Brückenkörper eine sichere Befestigung zu erreichen. Dieses übliche Verfahren erfordert einen relativ großen Abtrag von Zahnhartsubstanz, ein Nachteil, der besonders im jugendlichen und kariesfreien Gebiß Gewicht hat. Wegen dieses Nachteils bleiben viele Seitenzahnücken unversorgt oder erhalten Frontzahnücken nur herausnehmbaren Ersatz. Gefordert ist also ein Verfahren, den Ersatz an den Nachbarzähnen starr zu befestigen, ohne sie beschleifen und überkronen zu müssen.

Um auf ein allseitiges Umfassen der Nachbarzähne verzichten zu können, ist eine Befestigung durch einen Klebstoff mit hoher Oberflächenhaftung und genügender Eigenfestigkeit erforderlich. Unter den heutigen zahnärztlichen Werkstoffen bieten sich hierfür Kunststoffe an, die auf angeätztem Zahnschmelz eine Haftung erreichen.

In der vorliegenden Arbeit wird die Festigkeit von Klebungen zwischen metallischem Brückengerüst (Adhäsivbrücke) und angeätzter Zahnoberfläche untersucht.

Die geklebten Brücken sind vielfach unter der Bezeichnung "Maryland-Brücken" bekannt. Entscheidende Entwicklungen hierzu kamen von V.P. THOMPSON und G.J.LIVADITIS von der University of Maryland, Baltimore. In Anlehnung an die dort vorhandene große Hängebrücke wurden die neuen dentalen Brückenkonstruktionen Marylandbridges getauft.

2. Literaturübersicht

2.1. Kleberetentionen auf Metalloberflächen

Da das Metallgerüst der üblichen Adhäsivbrücken ausschließlich an den oralen Flächen der Front- oder Seitenzähne befestigt ist, bewirken die auftretenden Belastungen, anders als bei herkömmlichen Brücken, im Befestigungsmedium (Klebstoff) hohe Zug- und Scherkräfte. Um zwischen Metalloberfläche und dem Kunststoff eine ausreichend feste Verbindung zu erzielen, müssen die Metalle mit besonderen Retentionen versehen werden. In der Literatur sind im wesentlichen zwei Verfahren beschrieben: Perforationsbohrungen oder Mikrorauigkeiten durch Anätzen des Metalls. Das Ätzen ist das moderne Verfahren. Diese beiden und abgewandelte Methoden sind in ihrem Prinzip im folgenden beschrieben.

ROCHETTE (20) 1973 und auch HOWE und DENEHY (9) versehen ihr Metallgerüst mit konischen Perforationen, um die einwirkenden Kräfte aufzunehmen. Das flächig ausgedehnte Metall ist je Klebfläche mit etwa 10 Löchern versehen. Diese haben auf der dem Zahn abgewandten Seite ihre größten Durchmesser (ca. 0,5 mm). Beim Aufkleben werden sie mit Kunststoff ausgefüllt, ähnlich einem perforierten Abdrucklöffel (siehe Abbildung 1). Eine Erhöhung der Haltbarkeit versucht HOLSTE (7), (8) 1982 durch zusätzliche in den Zahn präparierte Retentionen zu erreichen (siehe Abbildung 2). Hierzu werden approximal am Tuberkulum Rillen eingeschliffen, die in incisal - apicaler Richtung verlaufen. Alternativ werden Stiftbohrungen im Bereich des Foramen caecum angebracht. Durch diese mechanische Retentionsform sollen nach HOLSTE einwirkende axiale- und Scherkräfte besser aufgenommen werden. Außerdem ermöglichen sie beim Einsetzen des Gerüsts eine sichere und paßgenaue Platzierung. Im übrigen verwendet HOLSTE die gleichen trichterförmigen Perforationen im Metall wie ROCHETTE und HOWE.

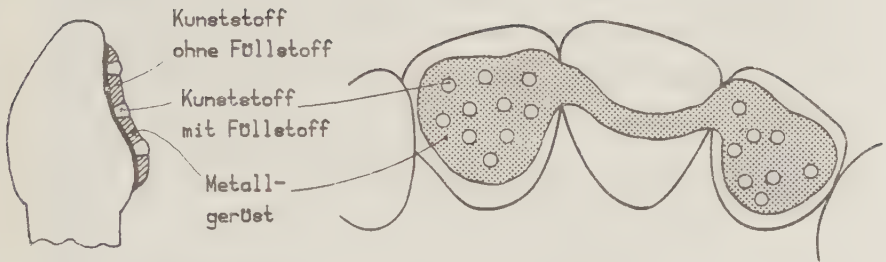


Abb. 1 (nach HOWE u. DENEHY)

Brückengerüst mit konischen Perforationsbohrungen auf Pfeilerzähnen. Rechts: Ansicht von palatinal, links: labial-palatinaler Schnitt.



Abb. 2

(nach HOLSTE u. BERLING)

Retentionshilfen an der Lingualfläche eines unteren Schneidezahns.

Unten: Ansicht von okklusal.



Die makroskopischen Perforationen ersetzen LIVADITIS und THOMPSON (12) 1982 durch eine geätzte Mikrorauigkeit der Metalloberfläche. DUNN und REISBICK (4) benutzen solche Mikrostrukturen mit Hinterschneidungen (auch als Unterschnitte oder unter sich gehende Stellen bezeichnet), um auf einer Metalloberfläche die Haftung von Keramik zu verbessern. Zur Kunststoffverblendung von Metallkronen verwenden TANAKA et al. (25) derart strukturierte Metalloberflächen.

Retentionen, deren Größenordnung zwischen den konischen Perforationen und der Ätzstruktur liegt, untersuchen SHEN et al. (22). Die von ihnen verwandte Retentionsstruktur besteht aus Netzen, die aus Draht gesintert oder gegossen sind.

Im folgenden soll nur auf die Ätzverfahren näher eingegangen werden. Die anderen Methoden können als veraltet gelten, weil sie besonders in der Haftfestigkeit (siehe 2.3.5.) deutlich unterlegen sind.

2.2. Mikroretentionen auf Metalloberflächen durch Ätzung

Die in der Literatur beschriebenen mikrostrukturierten rauen Oberflächen werden alle durch einen ungleichmäßigen Oberflächenabtrag in einem elektrochemischen Ätzvorgang hergestellt. Für die Haftung des Kunststoffes ist eine Oberfläche mit Hinterschneidungen als günstig anzusehen. Diese läßt sich in Metallen als Lochkorrosion durch elektrolytisches Ätzen erzeugen (4), (25). Hierbei wird das Metallstück zusammen mit einer Gegenelektrode in eine Säure als Elektrolyten getaucht und an eine Gleichspannung angeschlossen. Die zu ätzende Probe ist dabei Anode (4), (25).

TANAKA et al. (26) führen abweichend von den anderen Autoren eine Säurebehandlung durch, um die Oberfläche zu oxidieren, nicht um eine Lochkorrosion zu bewirken. Der von ihnen verwandte Kunststoff, der 5%

4-Methacryloxyethyltrimellitatanhydrid enthält, haftet aufgrund der chemischen Struktur auf oxidierten Metallen (14). Die Autoren verwenden zur Oxidation nur Säure und verzichten auf ein elektrolytisches Verfahren (26).

2.2.1. Vorgänge bei der Lochkorrosion

Lochkorrosion tritt als elektrochemischer Vorgang bei verschiedenen Metallen in Gegenwart von Chlorionen und anderen speziellen Anionen auf. Sie ist als Folge der Einwirkung von Seewasser bekannt. Bei einem Metall oder einer Legierung besteht in einem Elektrolyten die in Abbildung 3 dargestellte nichtlineare Abhängigkeit zwischen Spannungspotential und fließendem Strom.

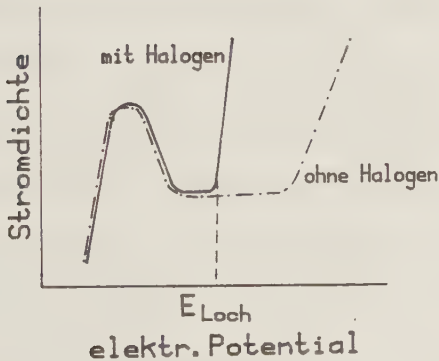


Abb. 3 (nach TANAKA et al.)

Anodische Polarisationskurve eines Metalls in halogenhaltigem und halogenfreiem Elektrolyten.

E_{Loch} = Schwellenpotential, bei kleinerem Potential ist das Metall im passiven Zustand.

In einem sauerstoffhaltigen Elektrolyten ist das Metall unterhalb eines Schwellenpotentials mit einem schützenden Oxidfilm bedeckt (passiver Zustand). Oberhalb des Schwellenpotentials geht die Oxidschicht mit Hilfe der Chlor-Anionen in Lösung, so daß dort das anodische elektrolytische Ätzen beginnt. Die Schutzschicht muß genügend fest sein, um die Metalloberfläche vor einem flächigen Abtrag durch das anodische Ätzen zu bewahren. Hierzu kann entweder eine genügend konzentrierte Salpetersäure zum Oxidieren benutzt werden, oder man sättigt die Elektrolytlösung durch Rühren mit Luftsauerstoff. Durch den Ätzborgang sinkt der pH-Wert und steigt die Cl^- Konzentration am Boden der Korrosionslöcher. Dadurch läuft der Ätzborgang am Boden der Löcher schneller als an der übrigen Oberfläche ab (25).

2.2.2. Verwendete Säuren

Wie oben beschrieben, bedarf es bei der elektrochemischen Lochkorrosion nur eines Elektrolyten mit speziellen die Passivschicht störenden Anionen und eines oxidierenden Bestandteils. TANAKA et al. (25) verwenden hierfür eine 5%ige Natriumchloridlösung, die sie mit Luftsauerstoff sättigen. DUNN und REISBICK (4) verwenden eine 5 n Salpetersäurelösung. Von anderen Autoren wird Salpetersäure in 0,5 n Lösung als Elektrolyt benutzt (1), (12), (27). Neben Salpetersäure findet auch 10%ige Schwefelsäure Anwendung (1), (3), (16), (28), (29). Für Edelmetallproben aus Palliag M (Fa. Degussa) ist zum Ätzen Königswasser verwendet worden (11), (19), hier jedoch ohne galvanische Behandlung. Dieser Vorgang ist in der Chemie als Lösungsvorgang bekannt. Wie unter 2.2. erwähnt, verfahren TANAKA et al. (26) aufgrund des verwendeten Kunststoffes bei der Säurebehandlung des Metalls anders, als zur Lochkorrosion erforderlich wäre. Sie ätzen 48 Stunden lang in 36%iger Salzsäure oder 15 Stunden in

36%iger Salzsäure in Gegenwart von 20% EisenIIchlorid. Dann wird das Metall in 61% Salpetersäure 15 Minuten lang oxidiert.

2.2.3. Stromdichte und Ätzzeiten

Beim elektrolytischen Ätzen muß die Stromstärke auf die Oberfläche der Metallprobe bezogen werden. Die erforderliche Stromdichte steht in Zusammenhang mit der Festigkeit des schützenden Oxidfilms. Die Anzahl der Korrosionslöcher steigt mit der Stromdichte, die Tiefe der Löcher mit der Behandlungsdauer (siehe Abbildung 4). Eine Verringerung der Wachstumsgeschwindigkeit der Lochtiefe mit zunehmender Ätzdauer ist in der Vergrößerung der Oberfläche begründet.

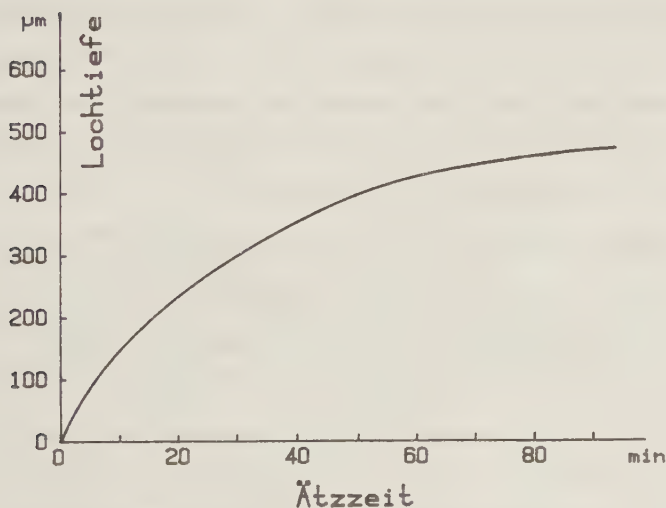


Abb. 4 (nach TANAKA et al.)

Tiefe der Korrosionslöcher in Abhängigkeit von der Ätzzeit.

Die verwendeten Stromstärken bzw. Stromdichten sind je nach verwendetem Elektrolyten und Legierung unterschiedlich. Sie sind in der Regel von den verschiedenen Autoren empirisch ermittelt worden.

TANAKA et al. (25) benutzen zum Passivieren der Oberfläche für 30 s eine Stromdichte von 175 mA/cm^2 , danach 375 mA/cm^2 zur Lochkorrosion für die Dauer von 8 bis 10 min. Andere Autoren verwenden eine Stromdichte von 200 mA/cm^2 (1), (27) bzw. 250 mA/cm^2 (12) bei 0,5 n Salpetersäure bei einer Ätzeit von 5 min und bei 10%iger Schwefelsäure 300 mA/cm^2 (1), (16), (28), (29) bei Ätzeiten von 2 - 4 Minuten.

2.2.4. Geräte

Für das elektrolytische Ätzen ist erforderlich: ein säurebeständiges Gefäß, eine Halterung mit elektrischem Anschluß für die Probe, eine chemisch beständige Gegenelektrode (Kathode), eine einstellbare Gleichspannungsquelle (Netzgerät), ein Amperemeter und eine Stoppuhr. Außerdem haben die meisten Autoren einen Magnetrührer verwendet, um Wasserstoffblasenbildung (12), (25) zu vermeiden bzw. den Elektrolyten mit Luft-sauerstoff zu sättigen (25).

Unterschiedlich ist die Form und das Material der Gegenelektrode. Um Defekte durch zu starkes Ätzen in den Randgebieten (zu große Stromdichte) der planen quadratischen Metallprobe zu vermeiden, wählt TANAKA (25) eine kugelförmige Kathode. Zum Ätzen von Kronen verwendet er plane Kathoden. LIVADITIS (12) benutzt dafür das abgerundete Ende eines Drahts mit 3,2 mm Durchmesser. Als Material für die Kathode wird Edelstahl (12), (25) oder Platin (4) verwendet. Die Metallproben können auf den nicht zu ätzenden Flächen mit Lack (25) oder Wachs (12) abgedeckt werden.

2.2.5. Reinigung nach dem Ätzen

Nach dem elektrolytischen Ätzen sind die entstehenden Korrosionslöcher mit einer "Metallmembran" (25) bedeckt, diese wird in 36%iger Salzsäure im Ultraschallbad in 30 min entfernt (25). Andere Autoren reinigen im Ultraschallbad mit 18%iger Salzsäure 10 min (12), (27), (29) bzw. 15 min (28) bzw. 30 min (14). Eine Kombination von Ätzen und Reinigen unter Verwendung eines Gemisches von Schwefel- und Salzsäure (10% H_2SO_4 : 9% HCl) sollte nach Untersuchung von THOMPSON (29) wegen des schlechten Ergebnisses nicht angewandt werden.

2.2.6. Verwendete Legierungen

Die Herstellung bzw. Verwendung von geätzten Metalloberflächen mit dem Ziel einer verbesserten Oberflächenhaftung wird größtenteils bei Nichtedelmetall-Legierungen beschrieben. Die für die beschriebenen Brückenkonstruktionen verwendeten Metalle sind mehrheitlich für eine keramische Verkleidung geeignet, also Nichtedelmetall-Aufbrennlegierungen. Eine Übersicht mit Handelsnamen zeigt Tabelle 1. Bei den verwendeten Edelmetalllegierungen (14) und (19) geben die Autoren keine Hinweise, daß durch die Säurebehandlung eine raue Oberflächenstruktur erzeugt wird und auf eine solche die Haftung zurückzuführen sei. RENK (19) kann beim Vergleich von angeätzten zu nichtgeätzten Proben bei Palliag nach 21 Tagen Lagerung keinen signifikanten Unterschied in der Haftfestigkeit finden.

2.2.7. Vorbehandlung der Metalle

Bei den verwendeten Metallproben handelt es sich fast immer um Gußstücke. Um eine saubere metallische Oberfläche zu bekommen, werden sie sandgestrahlt (11), (19), (25) und bei planen Probekörpern z.T. mit Schleifpapier (11), (12), (25), (26) oder mit Schleifpulvern (26)

Autoren	Legierung	Anwendung
<u>Nickel-Chrom</u>		
TANAKA et al. (25),(26)	Now-Chrom Hard	Kunststoffverkleidung Kronen
LIVADITIS u. THOMPSON (12)	Biobond C & B	Adhäsivbrücke
LIVADITIS u. THOMPSON (27)	Biobond C & B Rexillium III	Adhäsivbrücke
MEIERS et al. (18)	Rexillium III	Adhäsivbrücke
THOMPSON u. SANGTAER (29)	Rexillium III	Adhäsivbrücke
ALSHAMARY et al. (1)	Rexillium III Biocast	Adhäsivbrücke
DHILLON et al. (3)	Rexillium III	Adhäsivbrücke
THOMPSON (28)	Rexillium III	Adhäsivbrücke
<u>Cobalt-Chrom</u>		
DUNN u. REISBICK (4)	Vitallium	Keramikbeschichtung Implantat
<u>Palladium-Silber</u>		
RENK u. HARTMANN (19)	Palliag M	Adhäsivbrücke
MASUHARA (14)	Gold-Platin für Verblendkeramik "normale" Goldleg. Nickel-Chrom für Verblendkeramik Cobalt-Chrom für Gußprothesen 18-8 rostfreier Stahl	Haftfestigkeitsunter- suchung mit 4-META haltigem Kunststoff

Tab.1

Übersicht der für Ätzungen verwendeten Legierungen

geschliffen. Gußstücke für die klinische Verwendung werden wegen der nicht planen Oberfläche nur sandgestrahlt (12). Hierzu wird Aluminiumoxid der Körnung 50 µm (12) oder 250 µm (11) verwendet. Mit grober Körnung abgestrahlte Proben zeigen eine höhere Verbundfestigkeit (11). Vor dem Ätzen reinigt LIVADITIS die Metalle mit 95%igem Ethanol.

Einige Autoren (28), (29) simulieren den Keramikbrand bei Probekörpern aus Nichtedelmetall-Aufbrennlegierungen durch eine Wärmebehandlung (4 Zyklen bei 900° C). Vor dem Ätzen wird das Metall mit Aluminiumoxid abgestrahlt. Wird das Metall nochmals wärmebehandelt, kommt es zu einer Hautbildung ("skinning") und bei dem Metall Biobond C & B zu verminderter Ätzwirkung durch Salpetersäure (27).

2.3. Festigkeitsuntersuchungen des Verbundes Metall-Kunststoff und Metall-Kunststoff-Zahnschmelz

Die Güte der verschiedenen Retentionen und unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen der Metalle wird mit der Verbundfestigkeit zu dem aufgetragenen Kunststoff gemessen. Es wird entweder der Verbund Metall-Kunststoff-Zahnschmelz untersucht (1), (7), (16), (19), (22) oder nur die Materialpaarung Metall-Kunststoff (11), (12), (25), (26), (27), (28), (29). Die Haftung von Kunststoffen auf Zahnschmelz ist außerhalb der Anwendung für Adhäsivbrücken von KOPS (10) 1979 untersucht worden.

2.3.1. Verfahrensweisen

Bei den Zugfestigkeitsuntersuchungen wird eine Probe bekannter Klebfläche in einer Prüfmaschine unter Registrierung der Kräfte bis zum Abriß einer steigenden Zugbelastung ausgesetzt. Beim Untersuchen einer reinen Metall-Kunststoff-Verbindung wird zunächst der Klebekunststoff in dünner Schicht auf die Metallprobe aufgetragen. Auf ihn wird mit Kaltpolymerisat ein Acrylharzstab aufgeklebt (25). Dieser kann dann direkt in die Prüf-

maschine eingespannt werden. An das Metallteil ist ein Stab oder eine Öse für die Einspannung mit angegossen (7), (25). Soll die Metallprobe auf eine Schmelzoberfläche geklebt werden, so wird der Zahn zur Befestigung in Kunstharz eingebettet. Die Schmelzoberfläche behält entweder ihre konvexe Form (7), (19), und es werden entsprechend gewölbte Metallproben verwendet, oder sie wird mit ihrer Einbettung plan geschliffen, um eindeutige Versuchsbedingungen und eine definierte Fläche zu haben (10).

Um Scherkräfte auszuschließen, ist es bei Zugfestigkeitsuntersuchungen wichtig, die Einspannung senkrecht auf der Klebfläche zu befestigen. Hierzu verwendet KOPS (10) eine steigbügelartige Aufnahme, die oben an dem Kardangelenk der Prüfmaschine befestigt ist. Auf der durchbohrten planen Steigbügelbasis liegt der eingebettete Zahn, seine plangeschliffene Schmelzfläche nach unten. Die aufgeklebte Probe (hier nur Kunststoff) ragt nach unten durch die Bohrung hindurch und kann mit einer Kette verlängert in der unteren Einspannung der Maschine befestigt werden.

HOLSTE (7) ermittelt die Haftfestigkeit bei einer Druck-Scher-Belastung. Er belastet das an einem Schneidezahn angebrachte Gerüst parallel zur Achsrichtung des Zahns. Das Metall hat hierfür etwa am Tuberculum des Zahns eine Stufe als Auflage für den Druckstempel.

2.3.2. Lagerungsbedingungen

Die Zugfestigkeitsprüfung von Proben geschieht in der Regel erst nach einer Tage bis Wochen dauernden Lagerung. Um das klinisch relevante Mundmilieu zu berücksichtigen, wird die Lagerung vielfach im Wasserbad bei 37° C vorgenommen (19), (26), (27). Die Dauer variiert zwischen einem Tag (27) und 30 Wochen (26). Um die Diffussion des Wassers zu beschleunigen, werden die Proben z.T. bei 80° C gelagert (26). Einige Autoren

setzen die Proben bei der Lagerung einem zyklinischen Temperaturwechsel aus (1), (16), (25), (26), (28), (29). Der Temperaturwechsel erfolgt zwischen 4° C (25), (26), (28) bzw. 5° C (29) und 60° C, die Zyklusdauer beträgt 120 s (25), (26), die Anzahl der Wechsel bis zu 10.000. Dieser bewirkt durch die unterschiedliche thermische Expansion der Materialien Spannungen, dadurch Spaltbildungen und beschleunigt das Eindringen von Wasser an der Grenzfläche (26). THOMPSON (28) konnte jedoch keinen signifikanten Einfluß auf die Haftfestigkeit gegenüber zweitägiger Lagerung bei 37° C feststellen.

2.3.3. Kunststoffe

Für die Befestigung von Adhäsivbrücken oder Probekörpern an angeätzten Schmelzoberflächen werden Kunststoffe unterschiedlichster Handelsnamen und Hersteller verwandt. Sie werden entweder als reiner Kunststoff oder mit Füllstoffen als Composites verwendet. Die meisten basieren auf der von BOWEN eingeführten BIS-GMA-Formel und enthalten ein Co-Monomer als Lösungsmittel (23). Der Kunststoffsaufrag auf beide Klebflächen geschieht häufig wie folgt: zuerst wird Kunststoff ohne Füllstoff auf Schmelz und Metalloberfläche und nachfolgend Kunststoff mit Füllstoff auf das Metall aufgebracht. Sodann werden beide Teile zusammengefügt (16), (28), (29), (30). Übliche Composites sind zur Befestigung von Adhäsivbrücken wegen der Größe der verwendeten Füllstoffe ungeeignet, diese scheinen ein vollständiges Plazieren zu verhindern (15). Im folgenden werden einige Kunststoffe genannt, die für die Anwendung bei Adhäsivbrücken vorgesehen sind. Comspan (Fa. Caulk) und Retain (Fa. Pentron) sind füllstoffarm und haben geringere Druckfestigkeiten als übliche Composites. Crown Reline and Cementation Kit (Fa. Den Mat) ist aufgrund einer zu großen Schichtdicke (66µm) ungeeignet. Conclude (3M) hat Eigenschaften, die die von üblichen

Composites übersteigen (15). Der füllstofffreie Kunststoff Connex (Fa. Nu Dent Research) hat eine größere Haftfestigkeit auf geätzttem Metall als die zwei Composites Comspan (Fa. Caulk) und Unibond Crown Cementation Kit (Fa. Den Mat) (24).

MASUHARA (14) beschreibt einen Kunststoff, der durch seine chemische Struktur und durch die Eigenschaften des verwendeten Initiators eine besonders gute Oberflächenhaftung auf Zahnhartmaterial und Metallen erreicht. Das Molekül des 4-Methacryloxyethyltrimellitatanhydrid (4-META) besitzt sowohl eine hydrophile Gruppe (Karbonsäure oder Anhydrid-Gruppe am Benzolkern) als auch eine hydrophobe Methacryl-Gruppe. Die Karbonsäuregruppe bindet sich wahrscheinlich mit dem Hydroxylapatit von Schmelz und Dentin, sowie mit oxidierten Metallen. Aus dem Initiator Tri-n-Butylboran (TBB) entsteht durch Oxidation mit Sauerstoff in Luft oder Wasser ein Butylradikal, das die Polymerisation einleitet. Hierdurch härtet der Kunststoff zuerst an feuchten Oberflächen, was zum Kleben an der nie ganz trockenen Zahnhartsubstanz günstig ist.

2.3.4. Zähne

Zur Untersuchung des Metall-Kunststoff-Schmelz-Verbundes werden von einigen Autoren (14), (16), (22) Rinderzähne verwandt. Sie sind gegenüber menschlichen Zähnen einfacher und in größerer Stückzahl zu beschaffen. KOPS (10) stellte fest, daß die Rinderzähne in ihrer Struktur denen des Menschen ähnlich sind. Das Ätzmuster auf angeschliffenem und ungeschliffenem Schmelz zeigt vergleichbare Struktur. Die Klebfestigkeit von Kunststoffen auf angeätzttem Rinderschmelz liegt geringfügig höher als bei menschlichem Schmelz (14). Bei Schneidezähnen von Rindern steht eine große Schmelzfläche zur Verfügung, die wegen ihrer Dicke auch in großen Flächen plan geschliffen werden kann.

Für eine Prüfanordnung mit zwei Zähnen und einer Brückenkonstruktion sind menschliche obere oder untere Schneidezähne benutzt worden (19). Zugversuche sind sowohl mit Frontzähnen, Prämolaren als auch Molaren durchgeführt worden (7), (19).

2.3.5. Meßwerte

Die von den verschiedenen Autoren angegebenen Haftfestigkeitswerte sind wegen der unterschiedlichen Verfahren nur begrenzt vergleichbar. Sie sind nicht nur von den verwendeten Materialien und Verarbeitungsmethoden, etwa den Ätzverfahren der Metalle, sondern auch von der Lagerung der Proben und den verwendeten Zähnen abhängig. Die angegebenen Festigkeitswerte für Zugversuche schwanken etwa zwischen $1,7 \text{ N/mm}^2$ (7) bei Retentionsbohrungen im Metall und 27 N/mm^2 (27) für geätzte Metalloberflächen. Eine Übersicht der Haftfestigkeiten und der dazugehörigen Verfahrenswesen gibt Tabelle 2. Hier sind die wichtigsten Veröffentlichungen erfaßt, bei denen Ätzverfahren zur Gewinnung einer Oberflächenhaftung benutzt werden. Sind mehrere Varianten untersucht worden, sind jeweils nur die mit der größten Haftfestigkeit aufgeführt.

2.4. Festigkeitsuntersuchungen an Brücken

Die Haftfestigkeit von Adhäsivbrücken in vitro haben RENK und HARTMANN (19) untersucht. Die Brücke ist an den oralen Flächen zweier menschlicher Schneidezähne befestigt, die im einer Zahnbreite entsprechenden Abstand in Kunststoff eingebettet sind. Um auf die Klebflächen eine Zugkraft wirken zu lassen, wird der Brückenkörper an der labialen Schneidekante belastet (siehe Abbildung 5). Die ermittelten Bruchlasten entsprechen auf die Fläche bezogen denen bei Zugversuchen, obwohl keine gleichmäßige Zugbelastung beim exzentrischen Kraftangriff vorliegt. Da am Patienten Brücken auf beweglichen Pfeilerzähnen verwendet werden, soll auf Literatur-

Autor	Nr.	Legierung	Stromstärke mA/cm ²	Zeit min	Säure	Reinig.	Zeit min
Livaditis, Thompson	12	Biobond C & B	250	5	0,5 n HNO ₃	18% HCl	10
Thompson, Livaditis, Delcastillo	27	Biobond C & B	200	5	"	"	"
			100	10	"	"	"
		Rexillium III	200	5	"	"	"
			"	"	5% CrO ₃	"	"
Thompson, Sangtaer	29	Rexillium III	300	3	10% H ₂ SO ₄	"	"
			450	1,5	10% H ₂ SO ₄ : HCl	9%	
					zusammen		
Thompson	28	"	300	3	10% H ₂ SO ₄	18% HCl	15
Tanaka et al.	25	Now-Chrom Hard	175	0,5	5% NaCl	36% HCl	30
			375 +	8-90			
Tanaka et al.	26	"	-	48h	36% HCl	H ₂ O	15
				+ 15	61% HNO ₃		
Masuhara	14	Rexillium Omni	-	10	konz. HNO ₃	-	-
			-		60° C		
Meiers	16	Rexillium III	300	4	10% H ₂ SO ₄	18% HCl	30
Alshamary, Meiers et al.	1	"	300	4	"	?	
			"	3	"	?	
		Biocast	250	6	0,5 n HNO ₃	?	
			"	4		?	
Renk, Hartmann	19	Pallag M	-	2s	Königs- wasser	?	
Dhillon et al.	3	Rexillium III	?	?	10% H ₂ SO ₄	"	

Tab. 2

Übersicht der Ätzverfahren und der erzielten
Haftfestigkeiten

Vorbehandlung	Kunststoff	Lagerung	Zähne	Belastung	Meßwert N/mm ²
50 µm Al ₂ O ₃	?	?	keine	Zug	27,3 ± 3,7
"	Concise EB + Concise	24h 37° C	keine	"	27,3 ± 3,7 25,5 ± 9,4
"				"	6,4 ± 1,7 13,8 ± 1,5
?	Bonding u. Composite Comspan	5-60° C x 2500	keine	"	21,3 ± 4,4 2,4 ± 1,6
?	Kunststoff mit/ ohne Füllstoff Comspan	48h 37° C 4-60° C x 1000 4-60° C x 10000	keine	"	22,4 ± 4,5 22,0 ± 5,1 18,6 ± 3,2
Schleifpapier No 2	Vita K + B	4-60° C x 60	keine	"	14,7
sandgestrahlt	33g MMA 33g Epoxyacrylat 28g Titandioxid 5g 4-META	37° C 30 Woch.	keine	"	25,9 ± 3,9
"	Orthomite Super Bond	4-60° C x 300	keine	"	22,5 24,5
?	Conclude	Temp.- wechsel	Rind	?	27,3
?	Conclude			?	24,8
	Pentron Retain	"	Mensch		27,5
?	Conclude			?	15,9
	Pentron Retain				11,4
grob sandgestrahlt	Isoplast	37° C 21 d	"	Zug	5,14
?	Comspan	?	keine	?	15,5 ± 8,0
	Miradapt				15,9 ± 6,8

angaben über die Zahnbeweglichkeit bzw. die bei Extraktionen wirkenden Kräfte eingegangen werden.

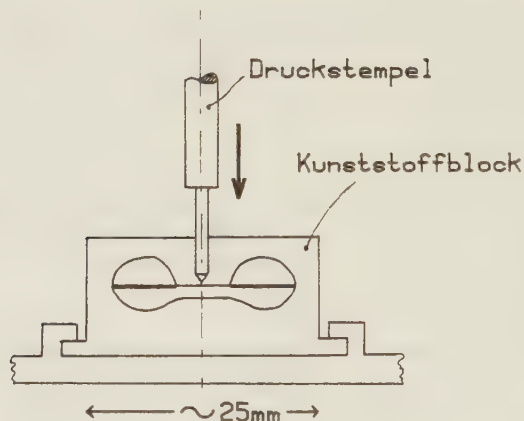


Abb. 5 (nach RENK u. HARTMANN)
Versuchsanordnung zur Messung der Haftfestigkeit
von Adhäsivbrücken bei Druckbelastung der labialen
Schneidekante des Brückenkörpers.

2.4.1. Verwendung von Pfeilerzähnen mit beweglichem Parodontium

AYDINLIK et al. (2) beschreiben ein Kiefermodell mit beweglichen Pfeilerzähnen. Sie untersuchten daran die Zahnbewegung durch partiellen Zahnersatz. Die Wurzeln der Zähne sind hierzu 0,3 mm dick mit Silikon beschichtet und in ein Modell aus Kunststoff eingebettet.

2.4.2. Zahnbeweglichkeit natürlicher Zähne

Die Beweglichkeit von Zähnen, d.h. die Auslenkung bei einer einwirkenden Kraft ist von MOHLEMANN (18) an Zähnen mit gesundem und erkranktem Parodont untersucht worden. Hier sind sowohl die elastischen Eigenschaften des Zahnhalteapparates als auch des Alveolarknochens unter natürlichen

Gegebenheiten erfaßt. Die untersuchten Frontzähne wurden von labial oder palatinal etwa 2 mm unter der Schneidekante mit einer ansteigenden Kraft bis 17 N belastet und die Auslenkung registriert. Das entsprechende Kraft-Weg-Diagramm (Abbildung 6) gibt mit der Anstiegsteilheit der Kurven die Nachgiebigkeit wieder.

Beim funktionstüchtigen Gebiß eines 14jährigen besteht bei einer Belastung von 17 N eine Auslenkung von 180 µm, bei einem kräftigen Gebiß eines 28jährigen von 110 µm, ein abrasionsfreier Incisivus eines 9jährigen zeigt eine Bewegung von 340 µm. In allen Fällen ist die Beweglichkeit bei kleinen Kräften relativ größer als bei großen Kräften, d.h. das Parodontium hat zunächst eine größere Elastizität und setzt dann größeren Bewegungen zunehmend mehr Widerstand entgegen. Bei einer Kraft von nur 1 N erfolgt eine Auslenkung von 65 µm beim 14jährigen bzw. 28jährigen kräftigen Gebiß. Der Kurvenverlauf bei Belastung von labial ist im allgemeinen steiler als der von palatinal. Bei axialer Belastung von 20 N beträgt die Eindrückbarkeit beim 7 - 15jährigen 30 - 50 µm, beim 20 - 50jährigen 10 - 40 µm.

HOFMANN (6) registrierte eine geringere Zahnbeweglichkeit, d.h. die Auslenkung ist bei gleicher Kraft kleiner als nach den Untersuchungen von MOHLEMANN. Bei 2,5 N beträgt die Kippbewegung 21 µm bei einem seitlichen Schneidezahn.

2.4.3. Extraktionskräfte bei natürlichen Zähnen

Die bei der Extraktion wirkenden Kräfte sind von MACGREGOR et al. (13) gemessen worden. Sie registrieren die Biegung der Extraktionszange und können nach einer Kalibrierung die an den Zangenbranchen wirkenden Kräfte angeben. Die gemessenen Kräfte liegen im Mittel für die oberen drei Frontzähne bei: I₁ 745 N, I₂ 628 N, C 873 N. Die Streuung liegt zwischen 304 N

für I_2 und 1295 N für C. Wegen der indirekten Bestimmung sind die Messungen nur schwer mit solchen zu vergleichen, bei denen die Kraft über einen Druckstempel wirkt, wie bei den Messungen MOHLEMANNs.

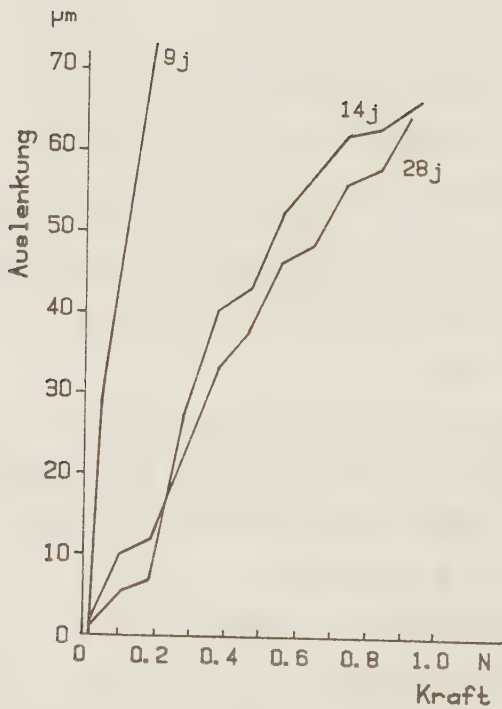


Abb. 6 a

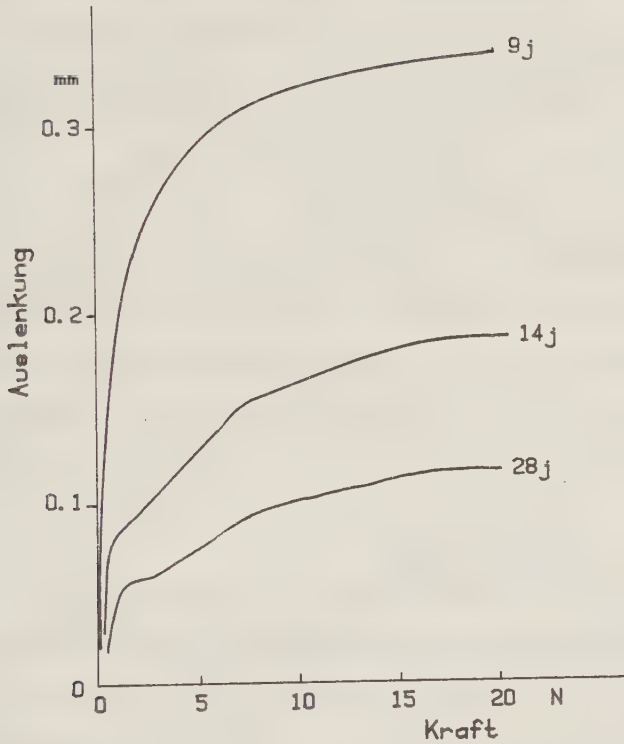


Abb. 6 b

Abb. 6 (nach MOHLEMANN)

Horizontale Zahnbeweglichkeit bei Belastung von labial.

Gesunder Incisivus eines 9jährigen, 14jährigen, 28jährigen

a) Zahnauslenkung bis 70 μm

b) Belastung bis 20 N

3. Vorversuche

Die Festigkeit von Adhäsivbrücken soll unter Laborbedingungen untersucht werden, wobei die Versuchsanordnung die natürlichen Gegebenheiten simulieren soll. Die Belastungen der Klebflächen sollen denen unter klinischen Verhältnissen entsprechen. Um dies zu erreichen, werden menschliche Frontzähne mit ihren Wurzeln elastisch eingebettet und ihre oralen Flächen mit einem gegossenen Brückengerüst verklebt.

3.1. Messungen an natürlichen Parodontien

Um einen Zahnhalteapparat durch elastischen Kunststoff simulieren zu können, soll zunächst die Beweglichkeit von menschlichen Zähnen in ihrem natürlichen Parodontium gemessen werden. Der Meßbereich soll etwa 200 N betragen und somit höher liegen als bei den Messungen von MOHLEMANN, da die erwartete Festigkeit der Brückenklebungen ebenfalls entsprechend hoch liegt.

3.1.1. Probenherkunft und Lagerung

Als Prüfobjekt dient ein frisches aus der Autopsie eines 44jährigen stammendes Oberkiefersegment. Es reicht vom rechten bis zum linken Eckzahn mit insgesamt sechs funktionstüchtigen kariesfreies Zähnen. Die Zähne zeigen keine Lockerung und der Alveolarknochen hat nach dem Röntgenbefund einen guten Erhaltungszustand. Der Limbus alveolaris reicht bis zur Schmelzzementgrenze und der Parodontalspalt ist nicht verbreitert. Es bestehen keine apicalen Veränderungen. Die Länge der Zähne ist mit 26 mm bei den mittleren Schneidezähnen und 28,5 mm bei den Eckzähnen überdurchschnittlich groß. Die exakte Länge wurde nach Extraktion bestimmt. Beim Autopsiekiefer bietet sich die Möglichkeit, Kräfte oberhalb der physiologischen Grenzen wirken zu lassen, das Parodontium also nicht nur im elastischen Bereich zu beanspruchen.

Die Messungen konnten 48 Stunden post mortem durchgeführt werden. Die zwischenzeitliche Lagerung erfolgte im Kühlraum bei 4° C, wobei ein verschlossenes Behältnis die Austrocknung verhindert. Die Lagerung bis zu weiteren Versuchen erfolgte bei 10° C. Temperaturen unterhalb des Gefrierpunktes wurden nicht gewählt, weil diese zu stärkeren Gewebeschädigungen führen als durch die Autolyse (5).

3.1.2. Einbettung und Durchführung der Messungen

Das Oberkiefersegment wird zur Befestigung in selbsthärtenden Kunststoff (Paladur) eingegossen. Die Zahnkronen und die marginale Gingiva bleiben vom Kunststoff unbedeckt. Anschließend wird der Block so beschliffen, daß die Zahnachsen senkrecht zu seiner Grundfläche stehen. Um gegenseitige Behinderung der Zähne auszuschließen, werden die Kontaktpunkte mit einer Diamanttrennscheibe separiert. Mit Hilfe der Kunstoffeinbettung wird der Kieferknochen in einen Maschinenschraubstock eingespannt und auf der Auflage einer Universal-Prüfmaschine (Instron, Typ TTBM) aufgeschraubt. Die Einspannung kann wahlweise so erfolgen, daß die Zähne axial, von palatinal oder von vestibulär belastet werden. Die Kraft wird von einem Druckstempel mit kugelförmiger Auflagespitze für palatinal und vestibuläre Belastungen bzw. planer Auflage für axiale Belastungen übertragen. Die Anlage am Zahn erfolgt bei horizontaler Belastung etwa zwei Millimeter unter der Schneidekante, bei axialer Belastung auf der Schneidekante. Der Vorschub des Druckstempels erfolgt mit 5 mm/min, der des Registrierpapiers mit 50 cm/min. Die höchste wirkende Kraft beträgt etwa 350 N, der volle Skalenbereich 500 N. Jeder der sechs Zähne wird in den drei Richtungen palatinal, vestibulär und axial belastet. Um eine Veränderung der Eigenschaften durch Lagerung der Gewebe zu kontrollieren, wird die Messung drei Tage und neun

Tage post mortem an den Eckzähnen wiederholt. Zähne, die durch die Belastung der ersten Messung schon stärker gelockert sind, werden bei der Wiederholung nicht berücksichtigt.

3.1.3. Ergebnisse

Bei den beschriebenen Messungen ergibt die grafische Registrierung Kurven, in denen die Kraft auf der Ordinate und die Auslenkung des Zahns auf der Abszisse aufgetragen ist. Siehe Abbildung 7 - 12. Der Kurvenverlauf entspricht in Näherung einer Geraden, bei kleinen Kräften jedoch mit geringfügig flacherem Verlauf. Das bedeutet, daß das Parodont bei kleinen Auslenkungen und physiologischen Kräften eine relativ hohe Elastizität hat. Bei weiterer Belastung des Zahns ist die Nachgiebigkeit geringer, dann aber bis zu höchsten Kräften linear.

Unterschiede bestehen zwischen den verschiedenen Belastungsrichtungen. Bei axialen Belastungen ist der Zahnhalteapparat am härtesten. Im Mittel beträgt die Eindrückbarkeit bei 245 N Belastung etwa 0,2 mm. Die sechs Frontzähne zeigen keinen deutlichen Unterschied. Bei einer von palatinal auf die Zähne einwirkenden Kraft erfolgt eine stärkere Auslenkung. Hier sind es bei 245 N Belastung etwa 0,8 mm. Zwischen den verschiedenen Zähnen ist auch hier kein deutlicher Unterschied zu erkennen. Werden die Zähne von vestibulär aus belastet, zeigen Schneidezähne und Eckzähne unterschiedliches Verhalten. Während die Eckzähne in ihrem Kurvenanstieg etwa dem bei palatinaler Belastung entsprechen, sind die Kurven der Schneidezähne deutlich flacher. Eine Auslenkung von 0,8 mm wird schon durch eine Kraft von etwa 80 N bewirkt. Zwischen seitlichen und mittleren Schneidezähnen ist kein deutlicher Unterschied vorhanden. Die Zahnhalteapparate zeigen bei derart hohen und unphysiologischen Belastungen kein ausschließlich elastisches Verhalten. Die

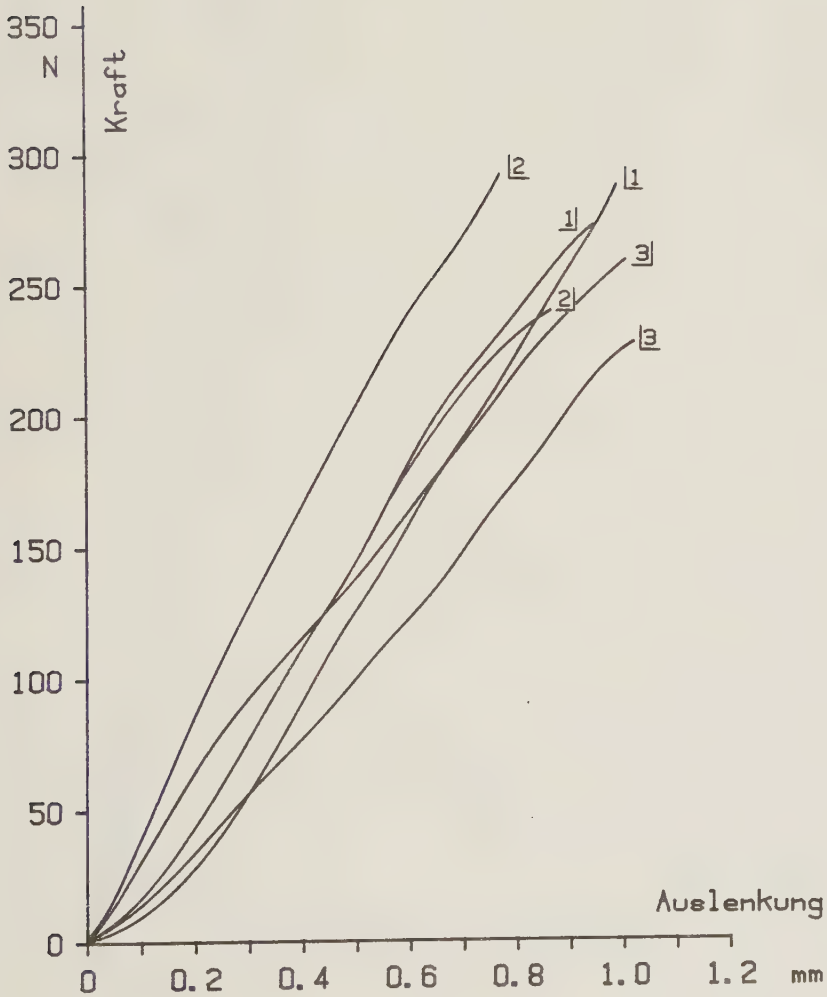


Abb. 7
Zahnbeweglichkeit der 6 Frontzähne an 48 Stunden altem
Autopsie-Oberkiefer. Belastung von palatinal.

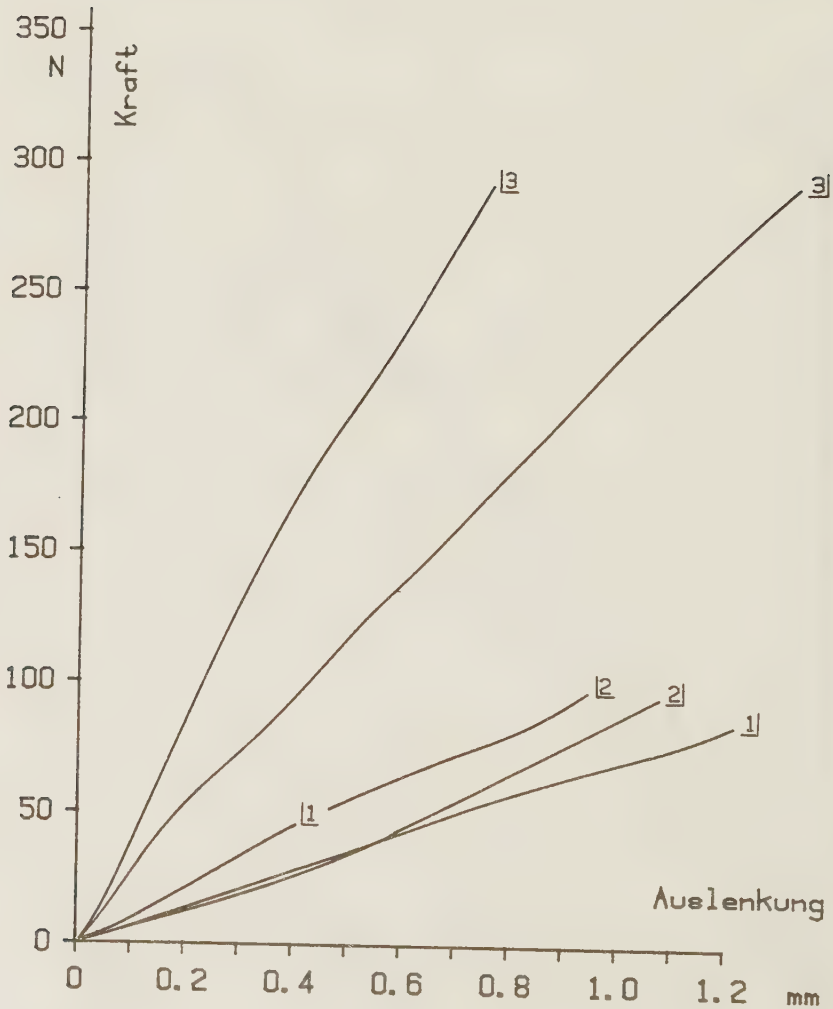


Abb. 8

Wie Abbildung 7; Belastung von labial. 1 konnte wegen schlechter Druckstempelauflage nur bis 50 N belastet werden.

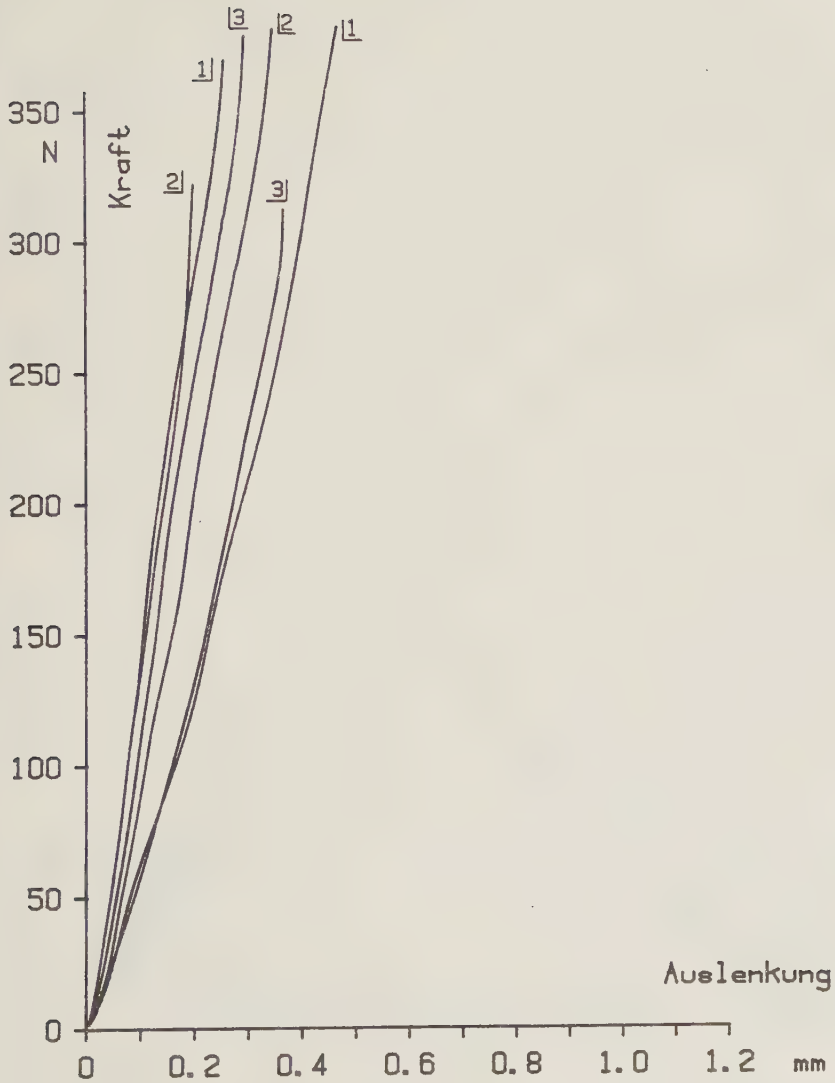


Abb. 9

Wie Abbildung 7; axiale Belastung.

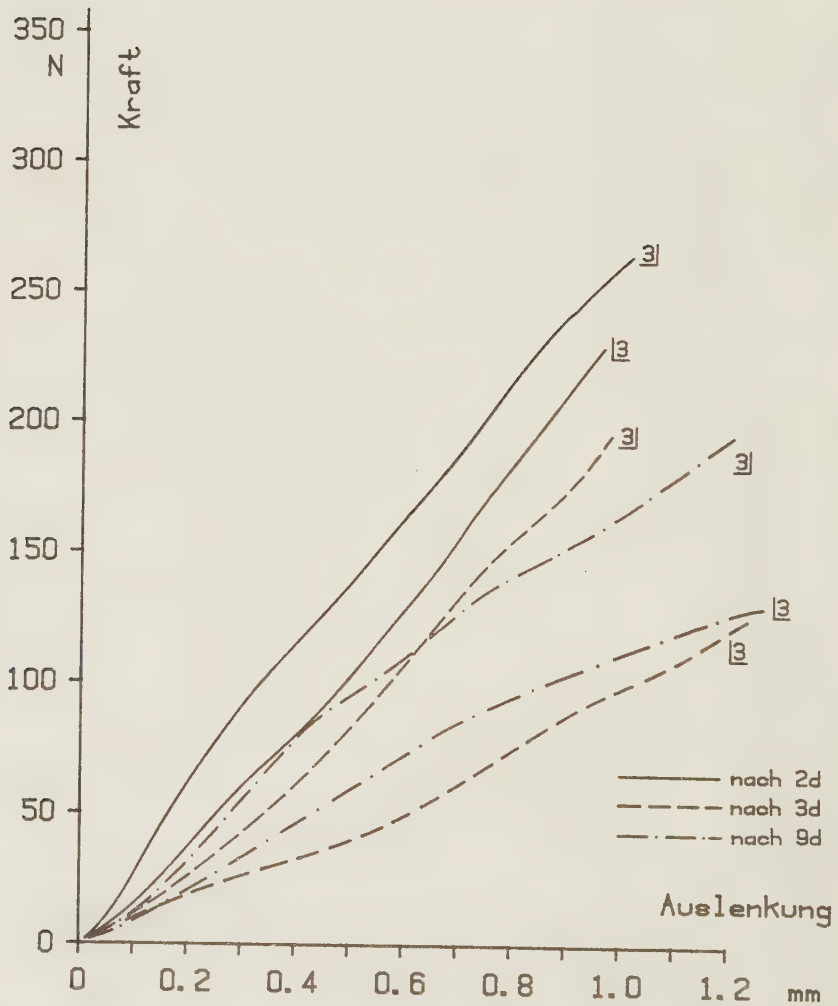


Abb. 10

Zahnbeweglichkeit der Oberkiefereckzähne. Belastung von palatinal.
Autopsiekiefer 2, 3 und 9 Tage post mortem.

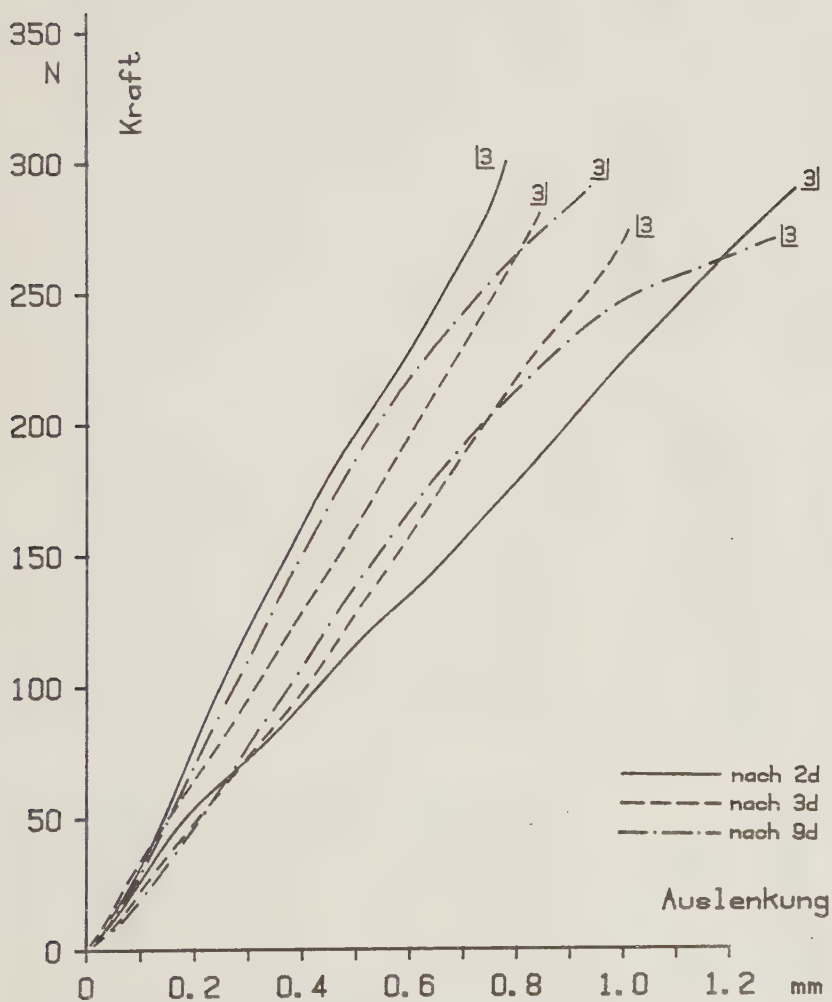


Abb. 11

Wie Abbildung 10, bei Belastung von labial.

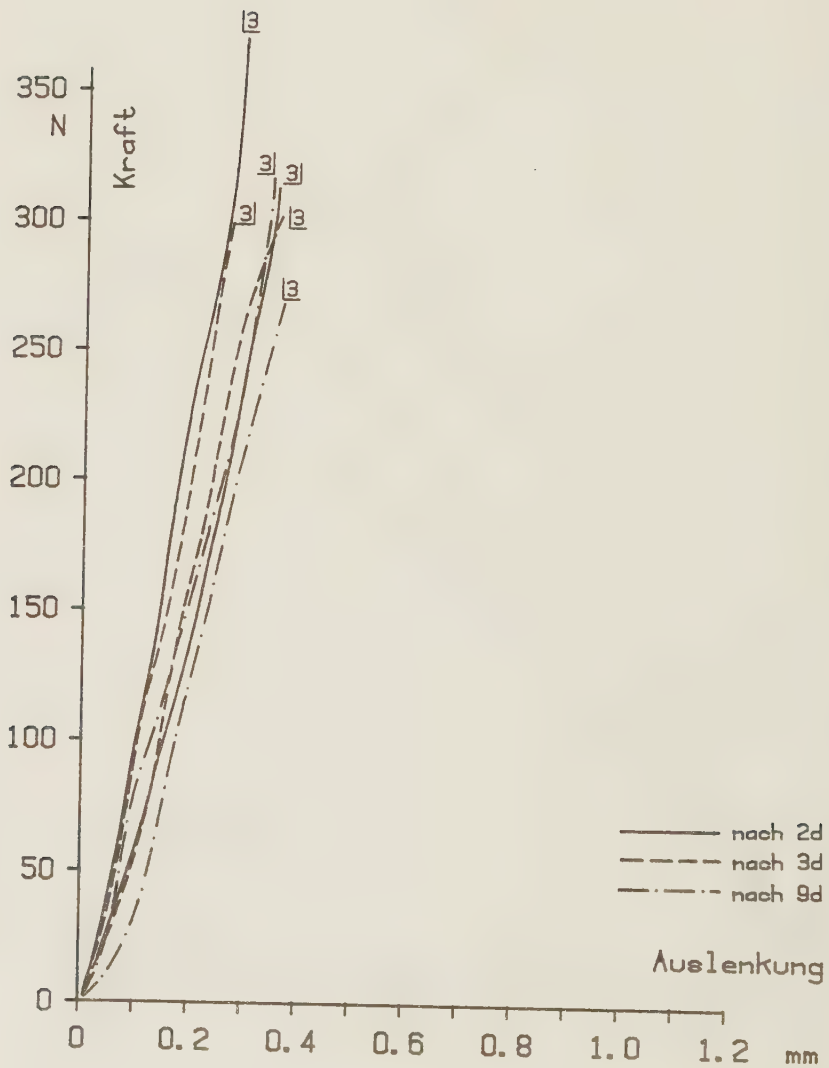


Abb. 12

Wie Abbildung 10, bei axialer Belastung.

Bewegung ist ab einer bestimmten Auslenkung nicht mehr voll reversibel, der Zahn kehrt nicht mehr vollständig in seine Ausgangslage zurück. Der Rückstellfehler der Zähne beträgt bei einer maximalen Belastung von etwa 245 N zwischen 0,1 und 0,5 mm. Bei vestibulärer Belastung ist er größer und beträgt bei den Schneidezähnen zwischen 0,1 und 0,3 mm bei etwa 100 N Maximalbelastung, bei den Eckzähnen 0,2 bis 0,3 mm bei 300 N maximal. Nach axialen Belastungen bis zu 390 N erfolgt nahezu vollständige Rückstellung, ebenso bei kleinen horizontalen Lasten bis etwa 50 N. Die hohen Kräfte bewirken eine deutliche Luxation der Zähne und somit eine teilweise Zerstörung des Zahnhalteapparates und Dehnung des Kieferknochens.

Wie unter 3.1.2. genannt, wurden die Messungen 3 und 9 Tage post mortem an den Eckzähnen wiederholt. Hier war die durch die erste Messung erfolgte Lockerung am geringsten. Die Wiederholungsmessungen zeigen bei axialer und vestibulärer Belastung keinen Unterschied zur ersten Messung, sondern liegen innerhalb deren Streuung. Bei von palatinal wirkenden Kräften ist der Kurvenverlauf nach sieben Tagen flacher als bei der ersten Messung. Die Ursache liegt möglicherweise nicht in der Alterung, sondern in der Lockerung durch die vorangegangenen Messungen.

3.2. Herstellung eines künstlichen Parodonts

Die Simulation des natürlichen Zahnhalteapparates soll hier durch einen elastischen Kunststoff vorgenommen werden, der sich zwischen Wurzeloberfläche und der künstlichen Alveole befindet. Das künstliche Zahnfach wird entsprechend dem Alveolarknochen aus einem starren Material, dem selbsthärtenden Kunststoff Paladur farblos, hergestellt und wird auch zum späteren Einspannen im Schraubstock benutzt. Hartgips hat sich hierfür als zu brüchig und somit als ungeeignet erwiesen.

3.2.1. Auswahl eines elastischen Kunststoffes

Als Kunststoff für das künstliche Parodontium wurde zunächst eine zahnärztliche Silikonabformmasse (Xantopren blau, Fa. Bayer) mit Pastenaktivator verwendet. Durch ihre leicht fließende Konsistenz ist sie gut blasenfrei zu verarbeiten und wird als Zweikomponenten-Silikon in kurzer Zeit fest. Nachteilig wirkt sich die schlechte Oberflächenhaftung aus. Werden derart eingebettete Zähne in Wasser gelagert und dann auf Druck oder Zug in beliebigen Richtungen belastet, so kann sich das Silikon vom Zahn oder der künstlichen Alveole ablösen. Die elastischen Eigenschaften sind dadurch nicht gleichbleibend, weil die Silikonschicht an abgelösten Stellen nicht mehr auf Zug belastet werden kann. Eine bessere Haftung haben Einkomponenten-Silikone (Auskunft der Fa. Wacker Chemie). Mit befriedigendem Ergebnis wurde das Silikon Elch-Siegel der Firma Gedurit Chemie verwandt. Es besitzt nach entsprechender Oberflächenaufbereitung (siehe 3.2.2.) eine genügende Haftfestigkeit, hat jedoch als Einkomponenten-Silikon den Nachteil einer langen und unkontrollierten Aushärtung. Das Abbinden erfolgt von der luftzugänglichen Oberfläche her, also hauptsächlich über den schmalen Parodontalspalt zwischen Zahn und künstlicher Alveole. Nach ca. fünf Tagen ist das Silikon bis zum Boden der Alveole vulkanisiert.

3.2.2. Bearbeitung der Zahnwurzeln und Einbettung in elastischen Kunststoff

Die Zahnwurzeln werden mit einem scharfen Messer von anhaftendem Weichgewebe befreit und anschließend mit einem Fräser oberflächlich angeraut. Die Zahnkronen werden mit Wachs abgedeckt, um vor der weiteren chemischen Behandlung der Wurzeln geschützt zu sein. Die Zähne werden in 96%igem Alkohol 24 Stunden entwässert und entfettet, dann an der Luft getrocknet und für 24 Stunden in Methylmetakrylatflüssigkeit bei Raum-

temperatur imprägniert. Das Methylmetakrylat (Fa. Merck) ist mit 1,5% Azodiisobutyronitril als Initiator versetzt. Anschließend werden die Zähne der Flüssigkeit entnommen und in einer mit Methylmetakrylat gesättigten Atmosphäre bei ca. 60° C bis zur Aushärtung polymerisiert. Danach wird der Wachsüberzug der Kronen durch heißes Wasser entfernt. Die Zähne besitzen nun im Wurzelbereich einen dünnen, fest haftenden Acrylatüberzug.

Die Zahnwurzeln sollen später von einer 0,3 mm starken Silikonschicht umgeben in ihrer künstlichen Alveole stecken. Zunächst erfolgt deswegen eine Ummantelung der Wurzeln mit 0,3 mm starkem Plattenwachs, darüber mit 0,03 mm Zinnfolie. Nachfolgend werden jeweils ein mittlerer oberer Schneidezahn und ein passender Eckzahn mit Wachs so an ihren Kronen verbunden, daß sie in Lage und Abstand (6,9 mm Durchschnittsbreite für oberen seitlichen Schneidezahn (17)) den natürlichen Verhältnissen entsprechen. Die beiden ummantelten Wurzeln werden zusammen in Kunststoff (Paladur farblos) in Form eines rechteckigen Blocks eingebettet. Nach Entfernen der Wachsverbindung im Kronenbereich wird über die beiden aus der Kunststoffeinfassung herausragenden Kronen ein Gipsschlüssel hergestellt. Nach Erweichen der Wachsummantelung im Wasserbad können beide Zähne mit dem Gipsschlüssel aus ihren Kunststoffalveolen entfernt werden. Die Wurzeloberflächen und der Kunststoffblock mit den zwei Zahnflächen werden von Wachs und Zinnfolienresten befreit und mit heißem Wasser gereinigt. Alle Oberflächen auf denen später Silikon haften soll, werden dünn mit einem Adhäsiv (Techniplast Vorstrich, Fa. Beiersdorf) bestrichen. Über eine dicke Kanüle werden die beiden Alveolen des Kunststoffblocks vom Boden her blasenfrei mit Elch-Siegel Silikon gefüllt und die beiden Zähne paßgenau reponiert. Der Gipsschlüssel verbleibt fünf Tage bis zum Aushärten.

3.2.3. Beweglichkeitsmessungen am künstlichen Parodont

Mit einer Prüfanordnung entsprechend 3.1.2. wird die Elastizität des künstlichen Parodonts vermessen. Die größte Belastung beträgt 120 N in axialer und 100 N in horizontaler Richtung.

3.2.4. Eigenschaften des künstlichen Parodonts

Das künstliche Parodont verleiht dem Zahn eine Beweglichkeit, die mit der des natürlichen (Autopsiekiefer) vergleichbar ist. (Siehe Abbildung 13). Gegenüber axialen Kräften ist es ähnlich fest wie das natürliche. In dieser Belastungsrichtung ist es jedoch bei kleinen Kräften etwas weicher, bei Kräften über 50 N härter als das Vorbild. Mittlerer Schneidezahn und Eckzahn verhalten sich ähnlich. Werden die Zähne von palatinal belastet, verlaufen die Kurven flach. Ihr Anstieg entspricht bei natürlichen Verhältnissen etwa dem bei vestibulärer Krafteinwirkung. Die beim Eckzahn mit künstlichem Parodont bei vestibulärer Belastung erhaltene Kurve entspricht der des natürlichen Vorbilds.

Der mittlere Schneidezahn zeigt bei palatinaler Belastung einen Rückstellfehler von etwa 0,2 mm bei einer maximalen Auslenkung von 0,8 mm und einer Kraft von 70 N. Bei den übrigen Belastungen ist kein nennenswerter Rückstellfehler aufgetreten. Berücksichtigt man die Streubreite der Meßergebnisse beim natürlichen Zahnhalteapparat, so kann das Verhalten der künstlichen Zahnaufhängung als ähnlich bezeichnet werden. Der Fehler in der Auslenkung macht nicht mehr als etwa 50% aus; gegenüber etwa 70% Abweichung bei verschiedenen Zähnen nach Messungen MOHLE-MANNs. Hohe Kräfte führen beim künstlichen Parodont, je nach Wurzelform des verwendeten Zahns, entweder zur Lockerung der Silikon-Aufhängung oder zur Fraktur von Zahnkrone oder Wurzel. Dagegen reagiert das natürliche Zahnfach mit einer irreversiblen Verformung des Knochens.

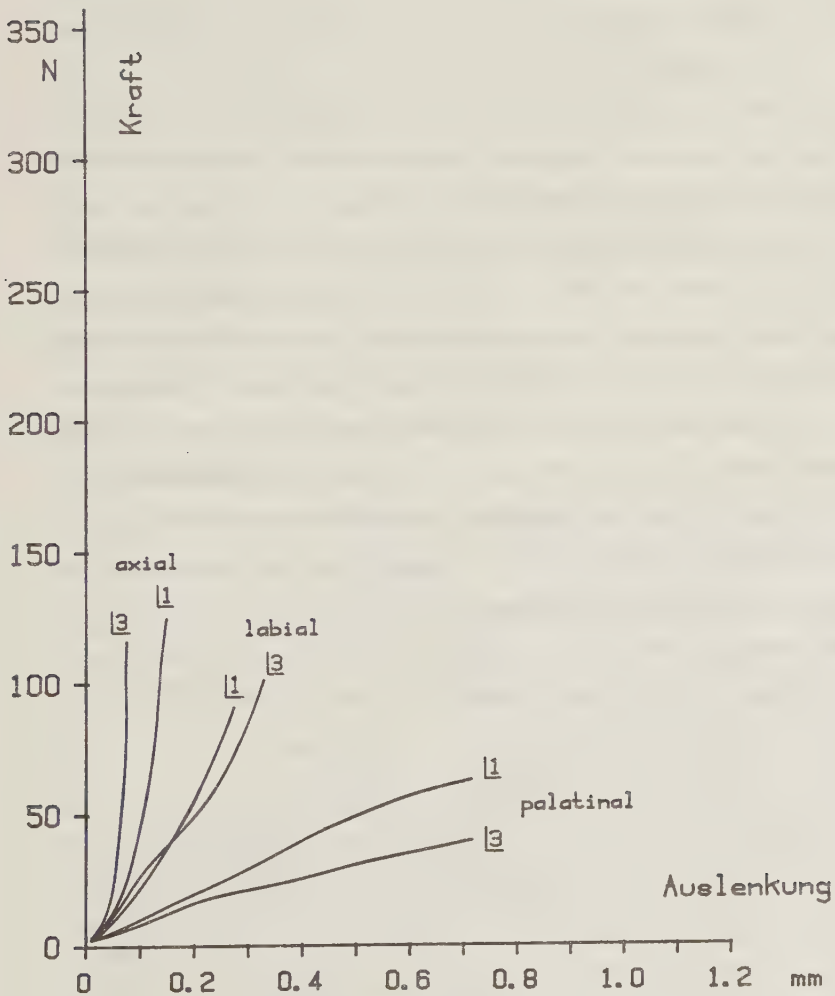


Abb. 13

Beweglichkeit von Zähnen in künstlichem Parodont.

Belastung von palatinal, labial und incisal.

4. Hauptversuche

4.1. Versuchsdurchführung

4.1.1. Dreigliedrige Brücken an Zähnen mit natürlichem und künstlichem Parodont

In diesem Versuch sollen Adhäsivbrücken unter Nachahmung der natürlichen Verhältnisse auf ihre Festigkeit untersucht werden. Die mit einer elastischen Befestigung versehenen Zähne gestatten es, Kräfte auch von oral auf das Brückengerüst wirken zu lassen, wie es im Oberkiefer klinisch auftritt. Um die Qualität des künstlichen Parodonts besser beurteilen zu können, werden zum Vergleich zwei Brücken auf die Zähne mit dem Autopsieparodont (siehe 3.1.) geklebt. Die seitlichen Schneidezähne werden zuvor extrahiert. Dreigliedrige Brücken wurden gewählt, weil sie gegenüber größeren Konstruktionen mit mehr als zwei Pfeilerzähnen weniger Klebfläche und kleinere Hebellängen haben und die Geometrie der Kraftverteilung übersichtlicher ist. In diesem Versuch sollen wirkende Einzel-faktoren summarisch erfaßt werden. Auf diese Weise soll eine bessere Beurteilung der Haltbarkeit in Hinblick auf die klinische Anwendung ermöglicht werden als durch Zugversuche an Probekörpern möglich ist.

4.1.1.1. Auswahl der Pfeilerzähne

Als Pfeilerzähne für die Brücke werden extrahierte menschliche Oberkiefer-Frontzähne benutzt. Rinderzähne würden wegen ihrer Größe und dadurch anderer Hebellängen Ergebnisse bringen, die nicht ohne weiteres auf menschliche Zähne übertragbar wären. Die menschlichen, kariesfreien mittleren Schneidezähne und Eckzähne werden wie unter 3.2.2. beschrieben mit einer Silikonummantelung in einen Kunststoffblock eingebettet. Zähne, die sich bei den Messungen aus dem Silikon gelöst haben, wurden erneut starr in Kunststoff eingebettet (siehe 4.2.1.2.). Es werden

möglichst frisch extrahierte Zähne verwandt (nicht älter als etwa 4 Wochen), die bis zu ihrer Verarbeitung in einer gesättigten Kalziumphosphatlösung lagern.

4.1.1.2. Gestaltung der Brücken und Oberflächenbehandlung

Die Brücken bestehen aus zwei dünnen Auflageflügeln, die auf den palatinalen Flächen von Schneidezahn und Eckzahn aufliegen. Sie haben eine gleichmäßige Stärke von etwa 0,3 mm. Ihre Fläche beträgt bei allen Brücken 45 mm² beim Eckzahn und 50 mm² beim Schneidezahn. Durch die gleichgroßen Klebflächen aller Brücken sind die ermittelten Haftfestigkeiten besser vergleichbar. Wegen der unterschiedlichen Zahngröße ist die Ausdehnung am Zahn nicht ganz gleich. Das Metall reicht von palatinal etwa einen Millimeter in den Approximalraum hinein. Cervical endet es ein bis zwei Millimeter über der Schmelz-Zement-Grenze, incisal ein bis zwei Millimeter unter der Schneidekante. Die Kanten des Metalls sind allseitig dünn geschliffen. Der Brückenkörper besteht aus einem glatten Verbindungssteg, der incisal und vestibulär als Auflage für den Druckstempel angeflacht ist. Auch der Auflageflügel für den Schneidezahn erhält für den Druckstempel eine Mulde auf der Palatinalseite nahe der Incisalkante. Die Brücken sind der Form der Zähne entsprechend individuell gegossen. Die Wachsmodellierung und der Guß erfolgt auf doublierten Modellen im Modellgußverfahren. Es wird die aufbrennfähige Nickel-Chrom-Legierung Wiron 77 (Fa. Bego) verwandt. Nach dem Abtrennen der Eingußkanäle wird das Gußstück beschliffen und allseitig sandgestrahlt (250 µm Al₂O₃). Nach Überprüfung der Paßgenauigkeit werden die späteren Klebflächen geätzt. Zunächst werden die nicht zu ätzenden Oberflächen mit Wachs abgedeckt. Als Stromzuführung dient ein dünner Federstahldraht, der vor dem Wachsauftrag auf den Brückenkörper gesetzt wird und an der Halteklammer befestigt ist. Geätzt wird in 0,5 n Salpetersäure; als

Kathode dient ein Edelstahlblech, das zu einem Halbring gebogen ist. Die Stromstärke von 25 mA je cm² Brückenoberfläche liefert ein einstellbares Netzgerät, ein Magnetrührer verhindert Gasblasenbildung. Die Ätzdauer beträgt 5 Minuten. Anschließend werden die Brücken 10 min lang im Ultraschall in 18%iger Salzsäure gereinigt. Nach dem Ausbrühen der Wachsbeschichtung sind die Brücken fertig zum Kleben.

4.1.1.3. Kleben der Brücken und Lagerung

Als Klebstoff für die Brücken wird der von MASUHARA beschriebene 4-META haltige Kunststoff benutzt. Gegenüber anderen Kunststoffen verspricht er aufgrund seiner chemischen Struktur eine gute Oberflächenhaftung. Er ist unter dem Namen C & B super bond der Firma sun medical bei J. Morita Europe GmbH, Hahnstr. 40, 6000 Frankfurt zu beziehen. Die Verarbeitung erfolgt entsprechend der mitgelieferten Anleitung, die jedoch über die Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit keine Angaben enthält. Deswegen wurde im Klimaraum bei 23° C und 54% rel. Feuchte gearbeitet.

Die Zahnoberfläche wird zunächst mit Bimsstein und einer harten Bürste im Handstück gereinigt, mit Leitungswasser gespült und mit Druckluft getrocknet. Der Schmelz wird mit der mitgelieferten Säure (über Säureart und Konzentration werden vom Hersteller keine Angaben gemacht) 45 s lang angeätzt. Anschließend wird mit Spray eine Minute lang gespült und mit Druckluft getrocknet.

Zum Anmischen des Klebstoffes werden Monomer mit Katalysator bzw. Polymerpulver mit Monomer und Katalysator versetzt. Beides wird in getrennten Näpfen gemischt. Dann werden Zahnschmelz und Metall mit aktiviertem Monomer bestrichen, beide zeigen gute Benetzbarkeit. Das Metall erhält zusätzlich einen Auftrag von aktiviertem Polymer-Monomer-Gemisch in honigartiger Konsistenz. Das Metallgerüst wird schnell auf die beiden

Zähne gesetzt und mit den Fingern eine halbe Minute lang festgedrückt. Hinausquellender Kunststoff wird grob entfernt. Nach 15 min ist der Kunststoff vollständig fest, und die Brücken werden in Wasser gelegt. Die Lagerung erfolgt bei 37° C für die Dauer von 4 Wochen.

4.1.1.4. Prüfanordnung und Belastungsrichtung

Die Einspannung der eingebetteten Zähne mit den aufgeklebten Brücken erfolgt wie bei den Messungen unter 3.1.2. und 3.2.3. in einem auf der Prüfmaschine befestigten Maschinenschraubstock. Der Kunststoffblock wird wie in Abbildung 14 ersichtlich so an seinen Schmalseiten eingespannt, daß die Zahnachsen waagerecht liegen.

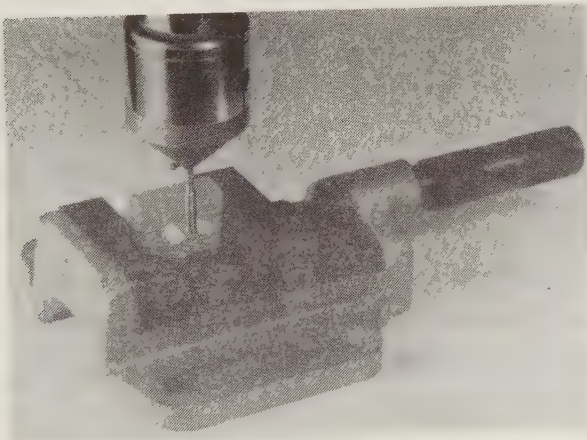


Abb. 14

Prüfanordnung für Druckbelastung von Adhäsivbrücken.
Brückenkörper von labial belastet.

Bei dem einen Teil der Proben befindet sich die Vestibulärfläche auf der Oberseite, bei den anderen Proben die Palatinalfläche. Die Belastung durch den Druckstempel erfolgt senkrecht von oben. Im ersten Fall wird die Mitte des Brückenkörpers belastet, so daß auf beide Klebflächen gleichmäßiger Zug wirkt. Bei den anderen erfolgt die Belastung über die Auflagemulde auf den Brückenauflegeflügel des Schneidezahns. Dabei wird die Klebung an dieser Stelle auf Druck belastet. Dadurch erfolgt gleichzeitig eine Kippung des Schneidezahns, der der Belastung auszuweichen sucht.

Die Vorschubgeschwindigkeit der Prüfspitze beträgt 5 mm/min, die Kraft beim Abriß oder Bruch wird registriert, der Meßbereich beträgt 1000 N.

4.1.2. Haftfestigkeitsuntersuchungen an planen Probekörpern

In Zugfestigkeitsprüfungen an einheitlichen Proben sollen die maximale Klebfestigkeit und beeinflussende Verarbeitungsbedingungen untersucht werden. Der Kunststoff wird hierfür nicht nur unter optimalen Bedingungen verarbeitet, sondern auch nach Antrocknung und bei hoher Luftfeuchtigkeit. Die Oberflächenbearbeitung des Metalls und der verwendete Klebstoff sind die gleichen wie bei den Versuchen mit den Brücken. Es wurden zylindrische Metallproben in zwei verschiedenen Durchmessern benutzt.

4.1.2.1. Auswahl des Zahnmaterials

Wegen der unter 2.3.4. angeführten Vorteile werden für die Mehrzahl der Proben Rinderzähne benutzt, insbesondere weil sich an ihnen große plangeschliffene Schmelzflächen herstellen lassen. Eine Vergleichsserie von Proben soll aber auch auf menschliche Zähne geklebt werden, um den Ausgawert der Rinderzähne zu überprüfen. Es wurden sowohl menschliche obere Schneidezähne als auch Molaren verwandt. Bei den Rinderzähnen handelt es sich um die sechs unteren Incisivi und die Eckzähne von frisch

geschlachteten Tieren. Bis zur Verarbeitung wurden alle Zähne in Wasser gelagert.

4.1.2.2. Gestaltung und Herstellung der Metallproben

Die Probekörper haben einen flachen Zylinder zum Aufkleben und einen runden Schaft, der in einer Kugel endet. Diese dient zur Einspannung an der Prüfmaschine, wie in Abbildung 16 dargestellt. Die Größe der Klebfläche wurde so gewählt, daß die zur Verfügung stehende Schmelzfläche möglichst vollständig ausgenutzt wird. Die Probekörper für Rinderzähne haben eine Klebfläche mit 6,0 mm Durchmesser, die für menschliche mit 3,9 mm. Das kugelförmige Ende hat ebenfalls 6 mm Durchmesser. Der Schaft ist 2,3 mm stark und hat eine Länge von 20 mm. Um eine größere Anzahl gleichgroßer Gußstücke herzustellen, wird eine Form zum Spritzen von Wachsprobekörpern gefertigt. Hierfür wird zunächst ein maßgerechtes Metallmuster gedreht. Dieses wird mit Silikonabformmasse (Xantopren blau, Fa. Bayer) in zwei längsgeteilten Hälften abgeformt, welche ihrerseits von Gips umgeben sind, um der Form Festigkeit zu geben. Nach dem Öffnen der zweiteiligen Form wird das Metallmuster entnommen und ein Ansatz für eine 5 ml Einmalspritze und am anderen Ende ein Abzugskanal angebracht. In die geschlossene und mit einer Schraubzwinge zusammengehaltene Form wird jetzt auf 85° C erhitztes Wachs (Plastodent F, Fa. Degussa) gespritzt. Die auf diese Weise erhaltenen Wachsprobekörper werden auf die übliche Art wieder in Wiron 77 gegossen. Die spätere Klebfläche wird mit einer geeigneten Parallelführung im rechten Winkel zum Schaft plan geschliffen und auf den exakten Durchmesser abgedreht.

4.1.2.3. Oberflächenbehandlung der Metallproben

Die planen und maßgenau rundgeschliffenen Klebflächen der Probekörper werden mit Aluminiumoxid der Krönung 250 µm abgestrahlt. Hierzu wird

ein Griffelstrahler der Firma BEGO verwendet. Bei ihm kommt nur neues Strahlmittel zum Einsatz, so daß keine Verunreinigungen und kein Größenverlust beim Strahlgut entstehen. Das Ätzen der Proben geschieht wie in 4.1.1.2. beschrieben. Es wird jedoch keine Wachsabdeckung vorgenommen, so daß die Probekörper bis zur Tauchtiefe allseitig angeätzt werden. Bei der Berechnung der Stromstärke wird die Oberfläche entsprechend berücksichtigt. Es werden jeweils fünf Metallproben in einem Arbeitsgang geätzt. Die Reinigung erfolgt wieder 10 min lang in 18%iger Salzsäure im Ultraschallbad. Anschließend werden die Proben noch einmal in destilliertem Wasser gespült und getrocknet.

4.1.2.4. Einbettung der Zähne und Prüfanordnung

Bei den verwendeten Human- und Rinderzähne wird die Wurzel von der Krone abgetrennt, bei großen Rinderzähnen die Krone nochmals in zwei gleichgroße Teile zerlegt. Das Pulpengewebe wird entfernt. Dann werden die Zahnkronen so in Kunststoff (Paladur farblos, Fa. Kulzer) eingebettet, daß bei den Frontzähnen die Labialseiten an der Oberfläche liegen, bei den Molaren eine geeignete Seite mit geringer Wölbung. Das Planschleifen der Zähne zusammen mit ihrer Einbettung erfolgt mit Naßschleifpapier der Körnung 180, 400 und 1000. Es wird so weit geschliffen, bis eine genügend große plane Schmelzfläche zur Verfügung steht. Zähne, bei denen das Dentin gelblich hindurchscheint, sind zu tief geschliffen und werden ausgesondert.

Auf die angeschliffene Schmelzfläche wird, wie unter 4.1.2.5. beschrieben, der Metallprobekörper geklebt. Der Schaft mit der Befestigungskugel am Ende steht dann senkrecht auf der planen Zahnoberfläche. Als Halterung und Prüfanordnung werden im wesentlichen gleiche Vorrichtungen benutzt wie in 2.3.1. beschrieben. Die in diesem Versuch verwendete Metallprobe

ragt durch die Bohrung in der Basisplatte der steigbügelförmigen Halterung. Die Befestigungskugel der Probe wird von einer in Abbildung 15 und 16 dargestellten Aufnahme mit schlüssellochförmigem Schlitz gefaßt.

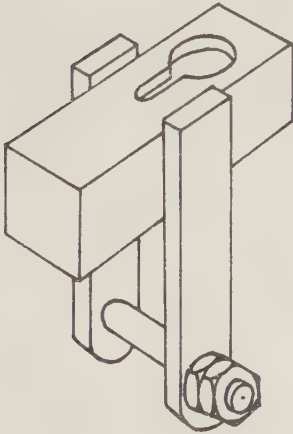


Abb. 15
Aufnahme für plane Probekörper bei Zugprüfung
(Ansicht).

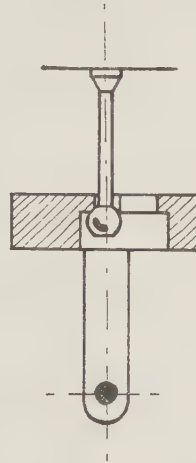


Abb. 16
Längsschnitt von
Abbildung 15 mit
Probekörper.

Die Aufnahme ist mit einer Kette verbunden, die in der unteren Halterung der Prüfmaschine eingespannt ist. Ein Richtungsausgleich ist im oberen Kardangelenk, an dem kugelförmigen Ende der Probe und in der Kette möglich. Hierdurch ist ein senkrechtes Belasten der Klebung gewährleistet. Der Traversenvorschub bei der Prüfung beträgt 5 mm/min, die Bruchlast wird registriert, der Meßbereich beträgt 1000 N.

4.1.2.5. Verarbeitungsbedingungen beim Klebevorgang

Die Zusammenstellung der Probserien ist in Tabelle 3 dargestellt.

Serie	Stückzahl n	Proben- durchmesser mm	Zahnart	Temp. °C	rel.Feuchte %	Klebezeit s
A	20	6	Rind	20	60-70	60
B	10	6	Rind	20	60-70	90
C	10	6	Rind	35	95	90
D	10	3,9	Mensch	20	60-70	60
E	10	3,9	Rind	20	60-70	60

Tab. 3

Versuchsvarianten bei der Bestimmung der Zugfestigkeit

Die eingebetteten und plangeschliffenen Zähne werden mit Druckluft getrocknet und 45 s lang mit der zum Kunststoffset gehörenden Säure geätzt. Anschließend werden sie 60 s lang mit Spray abgesprüht und mit Druckluft getrocknet. Als Klebstoff wird der gleiche verwandt wie für die Brücken bei 4.1.1.3.; auch das Anmischen geschieht wie dort beschrieben. Bei der Klebeserie A, D und E wird der angemischte Kunststoff möglichst schnell von zwei Personen verarbeitet. Dabei beträgt die Raumtemperatur 20° C und die relative Feuchte zwischen 60 und 70%. Vom Beginn des Mischens bis zum ersten Kunststoffauftrag vergehen etwa 60 s. Es werden zuerst Schmelzoberfläche und Metall mit aktiviertem Monomer bestrichen, dann auf das Metall aktivierte Polymerpaste aufgetragen und beides zusammengefügt. Die Metallproben werden mit den Fingern bis zum Kontakt auf die Zahnoberfläche gedrückt und dort ca. 10 s festgehalten. Der herausquellen- de Kunststoff wird nicht entfernt, um ein Wackeln der Proben zu verhindern. Beim Aufsetzen der kunststoffbestrichenen Metallproben ist die

Zahnoberfläche vom Monomer noch deutlich feucht bzw. wird frisch benetzt. Nach insgesamt 120 s sind vier Proben fertig geklebt. Jetzt beginnt das Polymergegemisch Fäden zu ziehen, das angemischte Monomer zeigt keine Veränderung. Die mit einer Anmischung geklebten Proben werden in der Reihenfolge des Kunststoffauftrags und Zusammenfügens markiert. Der Anmischrest des Polymers ist nach 5 min noch gummielastisch, nach 13 min läßt er sich noch mit dem Fingernagel einkerben, vollständig hart ist er nach 15 min. Dann werden die Proben in Wasser gelegt.

Bei der Serie B sind Verfahren und Mischzeiten wie bisher beschrieben, jedoch wird zwischen dem Monomerauftrag auf den Zahn bzw. dem Polymerauftrag auf das Metall und dem Zusammenfügen beider Teile 30 s gewartet. Das Aufkleben erfolgt somit 90 s nach Mischbeginn. Die Schmelzoberfläche steht bis dahin entsprechend den klinischen Gegebenheiten senkrecht. Dadurch kann das dünnflüssige Monomer leichter ablaufen, und die Oberfläche wird schneller trocken. Die Verarbeitungstemperatur beträgt 20° C, die relative Luftfeuchte zwischen 60 und 70%. Serie C wird in einer Feuchtkammer mit 95% relativer Feuchte und einer Temperatur von 35° C geklebt. Die angeätzten und getrockneten Zähne werden in der warmen Feuchtkammer 1 Stunde lang temperiert, dann mit Druckluft nochmals getrocknet. Jetzt wird der Kunststoff wie zuvor beschrieben angemischt und auf Zähne und Metallproben aufgetragen. Vor dem Zusammenfügen beider Teile wird wiederum 30 s gewartet. Während die Zähne die ganze Zeit in der Feuchtkammer verbleiben, geschieht das Anmischen und das Einstreichen der Metallproben bei 20° C und 45% relativer Feuchte. Die geklebten Proben bleiben ca. 30 min im Feuchtraum und werden dann in Wasser gelegt. Alle Proben werden 4 Wochen lang bei 37° C im Wasserbad gelagert.

4.1.3. Die Metalloberflächen im Rasterelektronenmikroskop

Die durch die Ätzung entstehenden Strukturveränderungen der Metalloberfläche werden im Rasterelektronenmikroskop (REM) sichtbar gemacht. Als Metall wird wie bei den übrigen Versuchen ein Gußstück aus Wiron 77 verwendet. Die plangeschliffenen Oberflächen von 3 mm Durchmesser werden zunächst bei allen drei Proben mit 250 µm Aluminiumoxid abgestrahlt. Zwei von ihnen werden noch in 0,5 n Salpetersäure elektrolytisch geätzt. Die eine bei 25 mA/cm² Stromdichte, die andere bei 250 mA/cm². Die Ätzdauer beträgt jeweils 5 min; Reinigung und Geräte entsprechen den Angaben in 4.1.1.2. Die REM-Vergrößerungen liegen zwischen 500- und 4000-fach.

4.2. Ergebnisse der Hauptversuche

4.2.1. Festigkeit geklebter Brücken

Die dreigliedrigen Brücken wurden wie oben angeführt auf starr und elastisch eingebettete menschliche Zähne und auf Zähne mit natürlichem Parodont (Autopsiekiefer) geklebt. Bei den Belastungsversuchen treten im wesentlichen vier verschiedene Zerstörungen auf. Es erfolgte entweder eine Trennung in der Klebung oder es lockerten sich die in Silikon elastisch eingebetteten Zähne, die Brücken blieben dann mit beiden Pfeilerzähnen verbunden. In mehreren Fällen frakturierten Kronen oder Wurzeln. Eine direkte Aussage über die Haltbarkeit der Klebung ist nur dort möglich, wo ein Bruch in der Klebfuge erfolgte. In den Fällen von Zahnfraktur oder Lockerung liegt die Festigkeit der Klebung über den ermittelten Zahlen. Die registrierten Kräfte und aufgetretenen Zerstörungen sind in Tabelle 4 und Abbildung 17 dargestellt. Die ersten 9 Säulen der Abbildung 17 geben die Meßwerte der von palatinal belasteten Brücken wieder, die anderen 11 der von labial belasteten; die ersten beiden Säulen zeigen die Ergebnisse der Brücken auf dem Autopsiekiefer.

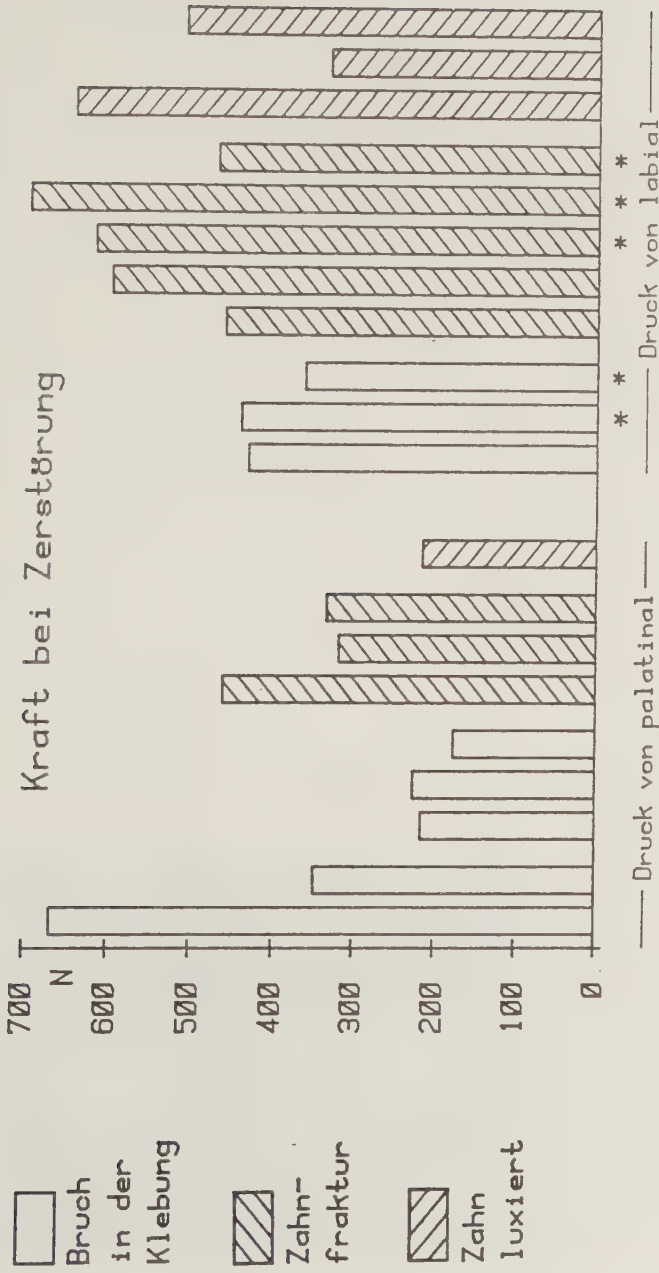


Abb. 17

Zerstörungskräfte der auf menschliche Zähne geklebten Brücken. Zerstörungsort siehe Legende. Belastung von palatinal und von labial. * Pfeilerzähne starr eingebettet. Brücken auf Autopsiematerial dargestellt in Säule 1 und 2.

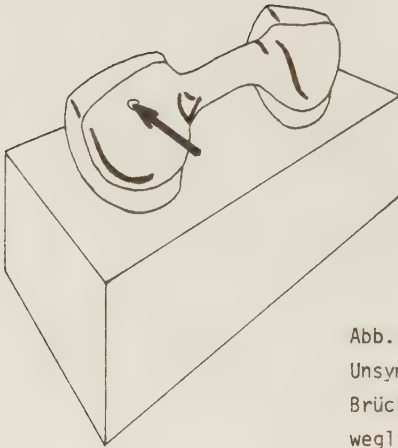


Abb. 18
Unsymmetrische palatinale
Brückenbelastung bei be-
weglichen Pfeilerzähnen.

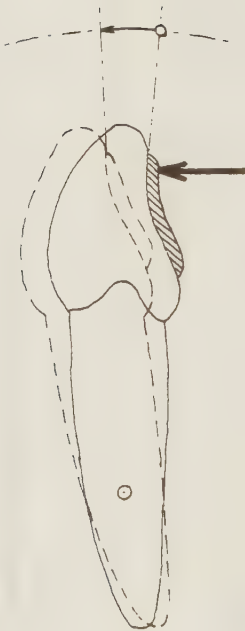


Abb. 19
Unterschiedliche
Kippwirkung bei
Belastung nach Ab-
bildung 18: Dre-
hung des Schneide-
zahns im Wurzelbe-
reich unter Mit-
nahme des Gerü-
stes, da-
durch Abhebeln
der Brücke am
Eckzahn.

4.2.1.1. Palatinale Druckbelastung

Die auf die Gerüstaufgabe des Schneidezahns von palatinal wirkende Kraft verursacht zunächst nur dessen Kippung. Da er mit dem Eckzahn über die Brücke starr verbunden ist, tritt am Eckzahn ein Torsionsmoment auf. Bei diesem Zahn wirken dann ein axiales Drehmoment sowie incisal Druck- und cervical Zugkräfte auf die Klebung (siehe Abbildung 18 und 19). Die dargestellte Drehbewegung des Brückengerüstes läßt sich verfolgen, wenn eine am Eckzahn abgegangene Brücke von Hand belastet wird. Ein Abriß der Klebung erfolgte unter Prüflast immer am Eckzahn, am belasteten Schneidezahn blieb die Klebung unbeschädigt. Die Bruchlast betrug zwischen 176,5 und 667 N.

Bei einer der untersuchten Brücken hat sich das Metall so verbogen, daß es sich am Schneidezahn zum Teil abgehoben hat, die übrige Klebung aber haften blieb (siehe Abbildung 20). Die beiden Brücken auf den Zähnen des Autopsiekiefers zeigen prinzipiell kein anderes Verhalten als die auf Silikon eingebetteten Zähne. Der Abriß erfolgte ebenfalls am Eckzahn.



Abb. 20
Brücke auf elastisch eingebetteten Zähnen. Teilweiser Abriß der Klebung nach Belastung der Brückenaufgabe am Schneidezahn von palatinal.

4.2.1.2. vestibuläre Druckbelastung

Bei der vestibulären Belastung des Brückenkörpers wirken auf beide Klebflächen Zugkräfte. Bei drei Brücken erfolgte ein Abriß jeweils einer Klebung. In den anderen Fällen kam es zu Frakturen oder Lockerungen. Fünf der von vestibulär belasteten Brücken waren an starr eingebetteten Zähnen befestigt. Bei ihnen liegt der Mittelwert der registrierten Kräfte mit 518 N gegenüber 454 N etwas höher als bei elastischer Zahnaufhängung. Berücksichtigt werden muß, daß es sich bei den starr befestigten Zähnen um die handelt, die sich zuvor bei Silikoneinbettung gelockert haben. Ein unterschiedliches Verhalten von starr und elastisch eingebetteten Zähnen kann wegen der geringen Probenzahl und relativ großen Streuung nicht nachgewiesen werden.

Bei einer Klebfläche von 95 mm² für Eckzahn und Schneidezahn zusammen ergeben sich 3,5 N/mm² als geringste und 7,3 N/mm² als größte Zugfestigkeit, wenn die Werte der Frakturen und Luxationen als Klebfestigkeit angesetzt werden.

4.2.2. Versuche mit planen Probekörpern

Die Ergebnisse der Untersuchungen an den Probekörpern geben genauere flächenbezogene Festigkeitswerte als bei den Versuchen mit den Brücken. Wegen der größeren Probenanzahl und geringeren Streuung ist eine statistische Auswertung durchführbar. Deswegen kann auch eine präzisere Aussage über den Einfluß der untersuchten Einzelfaktoren gemacht werden. Eine Übersicht der Haftfestigkeiten aller Probenserien zeigen Tabelle 5 und 6 (siehe Anhang) und Abbildung 21. Angegeben sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

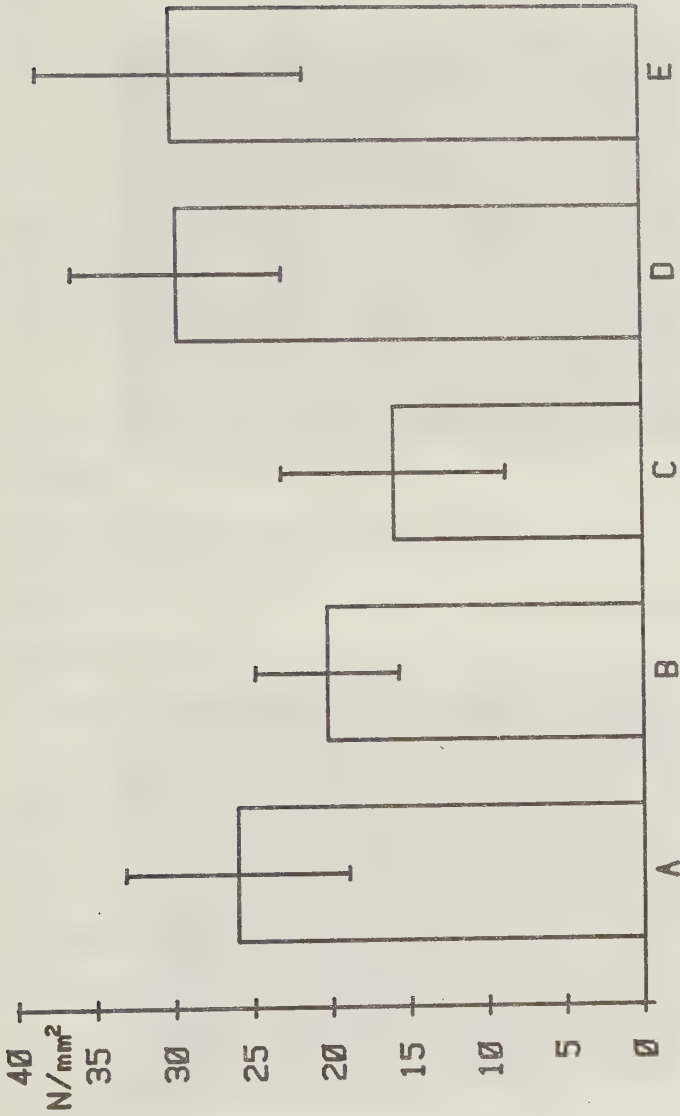


Abb. 21

Mittlere Haftfestigkeit und Standardabweichung der planen Probekörper. A: 6 mm Proben, Rind.
B: 6 mm Proben, 30 s Antrocknung, Rind. C: 6 mm Proben, 30 s Antrocknung, 95% rel. Feuchte und 35° C, Rind. D: 3,9 mm Proben, Mensch. E 3,9 mm Proben, Rind.

Serie	Stückzahl n	$\bar{x}$ N/mm ²	s N/mm ²	v %
A	20	26,0	7,1	27
B	10	20,3	4,6	23
C	10	16,0	7,2	45
D	10	29,8	6,7	22
E	10	30,1	8,5	28

Tab. 5

Mittlere Haftfestigkeit, Standardabweichung und Variationskoeffizient der planen Probekörper. A: 6 mm Proben, Rind. B: 6 mm Proben, 30 s Antrocknung, Rind. C: 6 mm Proben, 30 s Antrocknung, 95% rel. Feuchte und 35° C, Rind. D: 3,9 mm Proben, Mensch. E: 3,9 mm Proben, Rind.

4.2.2.1. Festigkeit an Rinder- und menschlichen Zähnen

Die Probenserien D und E in Abbildung 21 ermöglichen einen direkten Vergleich der Haftfestigkeit auf Rinder- mit der auf menschlichen Zähnen. Der Durchmesser der Metallproben ist bei den Serien 3,9 mm. Der Mittelwert der Zugfestigkeiten der Klebung ist bei beiden Serien mit 30 N/mm² gleich. Nach dem Abriß der Metallprobe vom Zahn wurde jeweils der Ort der Trennung notiert. Er liegt entweder im Bereich des Kunststoffes, zwischen Metall und Kunststoff, zwischen Kunststoff und Schmelz oder zwischen Schmelz und Dentin bzw. im Schmelz (siehe Abbildung 22 und 23).

Bemerkenswerterweise erfolgte bei den 6 mm Metallproben auf Rinderzähnen (Serie A) der Abriß in 16 von 20 Fällen an der Schmelz-Dentingrenze. Das mit dem Metall herausgerissene Stück Schmelz ist meistens rund und hat die Fläche des Metalls. An den Rändern ist der Schmelz auch schräg gebrochen. Bei drei Proben hat sich der Kunststoff vom Schmelz und vom Metall getrennt.

Bei den kleinen Proben (Serie E mit 10 Stück) auf Rinderzähnen sieht die Verteilung anders aus. In drei Fällen kam es zum teilweisen Bruch im Schmelz. In weiteren drei Fällen trennten sich Schmelz und Kunststoff, bei den übrigen vier sowohl Kunststoff von Metall bzw. von Schmelz.

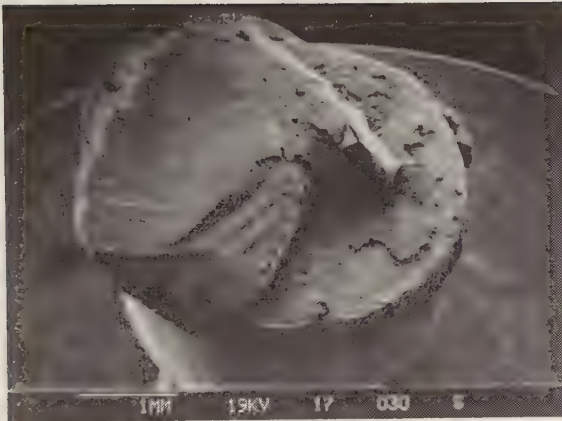


Abb. 22
Probekörper nach Zugversuch mit herausgerissenem
Schmelz an Klebfäche

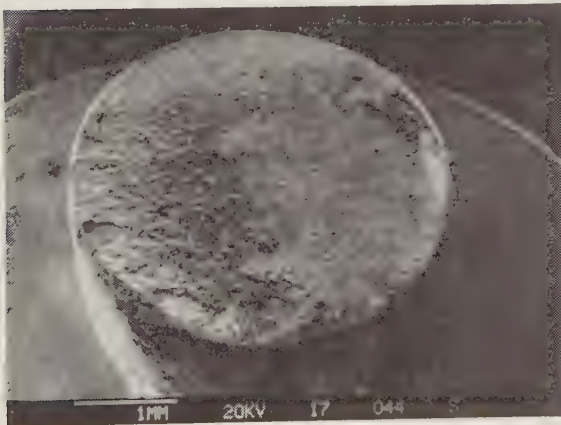


Abb. 23
Probekörper nach Zugversuch mit Kunststoffresten (links)
am Metall

Auf menschlichen Zähnen (Serie D mit 10 Stück) lag der Abrißort viermal zwischen Kunststoff und Metall bzw. Schmelz. Dreimal trennten sich teilweise Schmelz von Dentin, in drei anderen Fällen lag der Bruch stellenweise im Schmelz und im Kunststoff.

Bei der Gegenüberstellung des Abrißortes und der Festigkeit ergeben die Proben mit Bruch an der Schmelz-Dentin-Grenze der Serie A mit $28,42 \text{ N/mm}^2$ gegenüber dem Mittelwert ($26,04 \text{ N/mm}^2$) eine etwas höhere durchschnittliche Festigkeit. Bei den übrigen Serien ist kein besonderer Zusammenhang zwischen Abrißort und Festigkeit festzustellen.

4.2.2.2. Einfluß von Verarbeitungszeit und Feuchtigkeit

Die Probenserie, bei der der Kunststoff vor dem Zusammenfügen beider Klebflächen angetrocknet war (Nr. B in Abbildung 21), hat eine geringere mittlere Haftfestigkeit als die Vergleichsserie A. Die Streubreite bei der Probenreihen ist fast gleich. Beide Serien sind auf Rinderzähne geklebt und die Metallproben haben jeweils 6,0 mm Durchmesser; die Serien sind also direkt vergleichbar. Wird der Kunststoff in der unter 4.1.2.5. angegebenen Weise langsamer verarbeitet, so sinkt die Haftfestigkeit im Mittel um 22% auf $20,33 \text{ N/mm}^2$ (gegenüber $26,04 \text{ N/mm}^2$ bei Serie A). Der Abrißort liegt nur noch in einem Fall an der Schmelz-Dentin-Grenze, bei dieser Probe ist die Festigkeit mit $21,51 \text{ N/mm}^2$ am zweithöchsten. In den übrigen Fällen trennte sich immer Kunststoff von Schmelz bzw. Metall.

Werden die Proben wie in 4.1.2.5. beschrieben im Feuchtraum bei 35°C verarbeitet, ist das Kondensieren von Feuchte deutlich zu beobachten. Die in die Feuchtkammer gebrachten Zähne haben nach einer Stunde noch immer eine nasse Oberfläche. Diese wird vor dem Klebstoffauftrag trocken geblasen, jedoch ist der Trocknungseffekt nicht so groß wie bei Raum-

bedingungen. Es besteht die Neigung zu neuerlicher Wasserkondensation. Die entsprechend geklebte Probenserie hat gegenüber der Serie mit Antrocknung eine nochmals um 21% geringere Haftfestigkeit. Bei zwei Proben erfolgt der Abriß an der Schmelz-Dentin-Grenze, sie haben eine überdurchschnittliche Haftfestigkeit. Bei den anderen Proben war wiederum der Kunststoff-Schmelz- und Kunststoff-Metall-Übergang am schwächsten. Der Mittelwert beträgt 16 N/mm^2 . Bei dieser Probenreihe ist die Streuung am größten. Der Variationskoeffizient beträgt 45%. Der höchste Meßwert entspricht dem höchsten in der Serie B, der niedrigste macht jedoch nur die Hälfte des niedrigsten bei Serie B aus.

4.2.2.3. Einfluß der Probengröße

In Abbildung 21 sind die Klebfestigkeiten der verschiedenen Probenserien pro Fläche dargestellt. Die kleinen Metallproben der Serie E zeigen, obwohl alle übrigen Parameter gegenüber der Serie A gleich sind, eine etwas höhere Haftfestigkeit. Der Mittelwert liegt mit $30,10 \text{ N/mm}^2$ um 15,5% höher als der bei der Probenserie A mit $6,0 \text{ mm}$ Metallproben. Serie E hat eine deutlich größere Streuung.

4.2.3. Statistische Beurteilung

Die Festigkeit der unterschiedlichen Probekörperserien wurde mit dem T-Test auf ihre Signifikanz hin untersucht. Dieser statistische Test kann bei Serien ab 10 Stück angewandt werden (21). Die Proben der Reihe B mit angetrocknetem Kunststoff sind gegenüber der Vergleichsserie A, bei einem Niveau von 1%, signifikant schlechter. Die im Feuchtraum geklebten Proben C sind gegenüber denen der Serie B mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 6,4% schlechter. Für die Übereinstimmung der Klebfestigkeit auf Rinderzähnen und menschlichen Zähnen (Serie D und E) besteht 92,7% Wahrscheinlichkeit. Die flächenbezogene Festigkeit der

Probenserien A und E mit unterschiedlich großer Klebfläche ist nicht signifikant unterschiedlich.

4.2.4. Rasterelektronenmikroskopie der Metalloberflächen

Die Oberflächen der verschiedenen Bearbeitungsstufen sind in den Abbildungen 24 bis 26 dargestellt. Die mit $250\text{ }\mu\text{m}$ Al_2O_3 abgestrahlte Metalloberfläche zeigt eine gleichmäßig gekörnte bis schollige Struktur. Die größten Strukturen liegen mit etwa $40\text{ }\mu\text{m}$ deutlich unter der Größe des Strahlgutes. Neben den größeren Schollen sind kleinere Bruchstrukturen mit etwa $5 - 10\text{ }\mu\text{m}$ Größe freigelegt. Die schollenförmigen Teile haben meist eine plane Oberfläche mit kleinen Kratzern und Löchern. Alle ihre Kanten sind unregelmäßig ausgerissen. Die räumliche Tiefe kann nach den REM-Fotos nicht exakt bestimmt werden. Die einzelnen Schollen und Bruchstücke liegen jedoch auch deutlich übereinander.

Bei der mit $0,5\text{ n}$ Salpetersäure und einer Stromdichte von 25 mA/cm^2 geätzten Metalloberfläche ist noch die gleiche Grundstruktur zu erkennen wie bei den nur sandgestrahlten Proben. Die spitzen Erhabenheiten und gezackten Ränder der Schollen sind eingeebnet. Bei 2000- und 4000-facher Vergrößerung sind deutlich gleichmäßige, fast runde Löcher innerhalb der Schollen zu erkennen. Der Lochdurchmesser beträgt $0,5 - 1,5\text{ }\mu\text{m}$. Stellenweise entstehen auch größere Lochgebilde, wenn einzelne Löcher zusammentreffen. Diese haben dann einen Rand mit mehreren Buchten. Der Abstand der Löcher untereinander entspricht etwa ihrem Durchmesser.

Die mit einer Stromdichte von 250 mA/cm^2 geätzte Oberfläche fällt durch ihre abgerundeten glatten Strukturen auf. Neben halbkugeligen Erhabenheiten mit $10 - 15\text{ }\mu\text{m}$ Durchmesser liegen kleinere kantige Bruchstücke. Die glatten halbkugeligen Strukturen liegen z.T. einzeln, meist aber aneinandergereiht oder ineinander übergehend. Im Bereich der Bruchstücke

Abb. 24 a

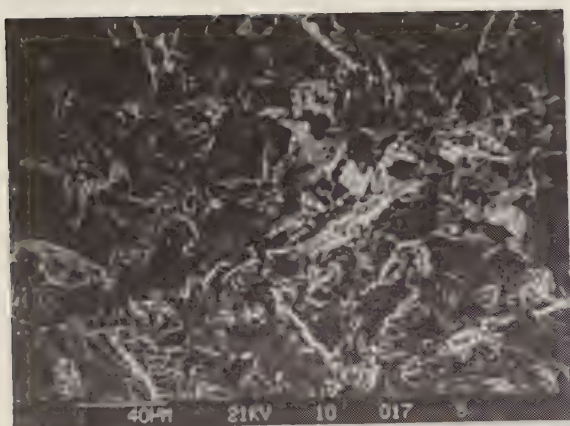


Abb. 24 b

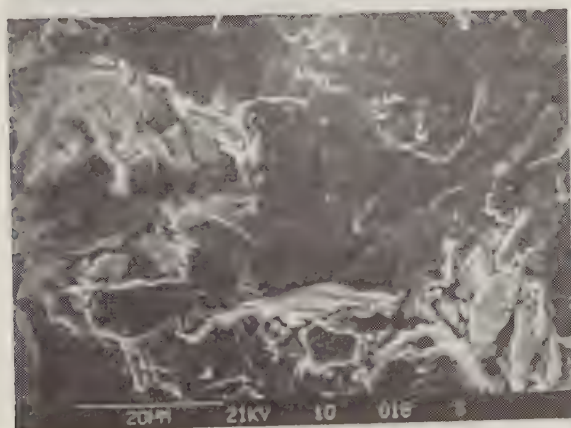


Abb. 24

REM-Aufnahmen einer Nickel-Chrom-Molybdän Legierung (Wiron 77).
Mit 250 µm Al₂O₃ abgestrahlt.



Abb. 25 a

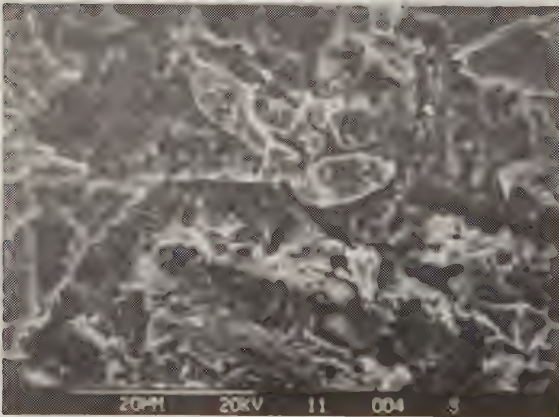


Abb. 25 b

Abb. 25

REM-Aufnahmen einer Nickel-Chrom-Molybdän Legierung (Wiron 77).

Mit 250 µm Al_2O_3 abgestrahlt und 5 min bei 25 mA/cm² in 0,5 n HNO_3 geätzt.

(3 - 10 μm) liegen zahlreiche Löcher. Diese sind z.T. so dicht nebeneinander, daß aus den verbleibenden Stegen Bruchstücke zu entstehen scheinen. Die Löcher sind mit 3 - 5 μm Durchmesser größer als die der schwächer geätzten Probe.

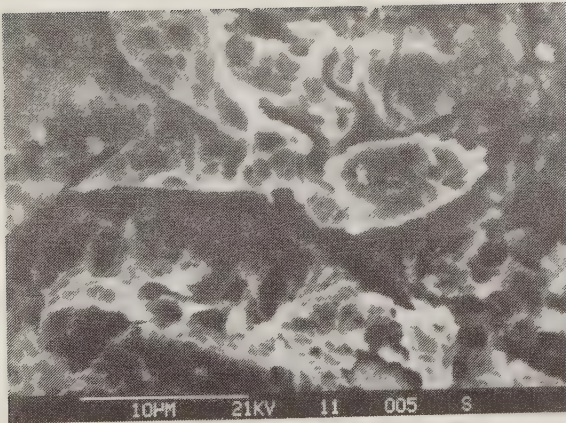


Abb. 25 c

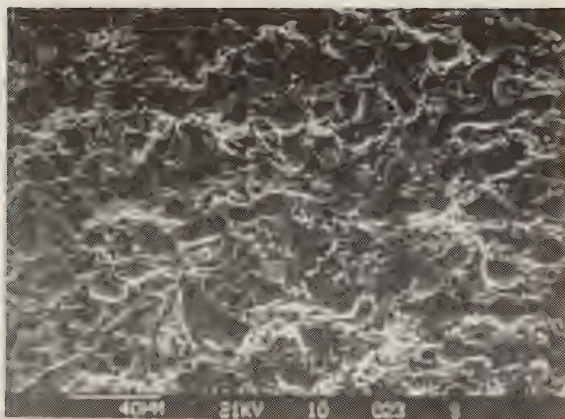


Abb. 26 a

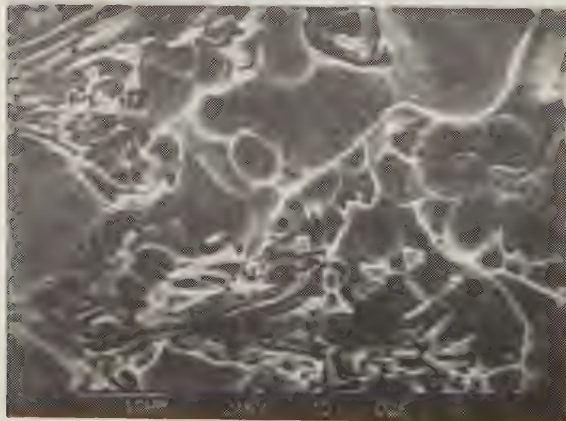


Abb. 26 b

Abb. 26

SEM-Aufnahmen einer Nickel-Chrom-Molybdän Legierung (Hirori 77).
Mit 250 μm Al_2O_3 abgestrahlt und 5 min bei 250 mA/cm^2 in 0,5 n
 HNO_3 geätzt.

5. Diskussion der Ergebnisse

5.1. Elastische und nichtelastische Eigenschaften des natürlichen

Parodonts

Beim Autopsiekiefer bestand die Möglichkeit, das Verhalten des Zahnhalteapparates bei hohen einwirkenden Kräften zu untersuchen. Der Wert der Untersuchung ist deshalb groß, weil hohe Belastungen beim Lebenden nicht anwendbar sind. Entsprechende Veröffentlichungen anderer Autoren konnten nicht gefunden werden.

Bei hohen Kräften tritt eine Zahnlockerung mit entsprechender Zerstörung von Gewebe ein. Die vom Zahnhalteapparat tolerierten Kräfte sind von der Belastungsrichtung abhängig. In horizontaler Richtung ist oberhalb von etwa 50 N mit Sicherheit eine Zahnlockerung und Gewebszerstörung zu erwarten. Axialen Belastungen dagegen können die Zähne gut standhalten. Nach Belastungen von 390 N kehrt der Zahn in seine Ausgangslage zurück. Es wird hierbei also weder eine Zerreissung von Fasern, noch eine Deformierung des Knochens auftreten. Ob jedoch ein reversibler oder dauerhafter Schaden etwa der Gefäßversorgung eintritt, kann auf diese Weise nicht beantwortet werden. Im Hinblick auf die Haltbarkeit der Adhäsivbrücke ist davon auszugehen, daß in horizontaler Richtung an den Frontzähnen keine höheren Kräfte als etwa 50 N wirken werden. Große, vor allem horizontale Kräfte (200 N) bewirken Auslenkungen der Zähne in Millimetergrößenordnung. Hierbei erfolgt eine Deformation der knöchernen Alveole. Für eine vollständige Extraktion des Zahns müssen noch höhere Kräfte wirken bzw. andersartige Bewegungen, wie Drehungen, ausgeführt werden. Die eigenen Meßergebnisse stimmen mit den von MACGREGOR für die Extraktion bestimmten Kräften größenordnungsmäßig überein. Von den Befunden MOHLEMANNs (18) kann bestätigt werden, daß der Zahnhalteapparat bei

kleinen Kräften eine höhere Elastizität besitzt als bei größeren Kräften und daß axial nur eine geringe Nachgiebigkeit besteht. Die eigenen Meßergebnisse für die Auslenkung bei Kräften bis 20 N liegen für horizontale und axiale Belastungen innerhalb des von MOHLEMANN gefundenen Streubreichs.

Es kann angenommen werden, daß die Meßergebnisse durch die 48stündige Lagerung post mortem nicht wesentlich nachteilig beeinflußt wurden. Die Kontrolle erbrachte ein bzw. sieben Tage nach der ersten Messung keine deutlichen Veränderungen, und es besteht bis zu 20 N Last Übereinstimmung zu vitalem Gewebe. Der Grund dafür ist die relativ gute Beständigkeit des Knochens und des Bindegewebes.

Die Streuung der Meßergebnisse hat zum einen seine Ursache in der unterschiedlichen Form der Zähne bzw. des Zahnhalteapparates, zum anderen sind die Ungenauigkeiten durch die Messung begründet. Der im Schraubstock eingespannte Kunststoffblock besitzt eine geringe Nachgiebigkeit und die Prüfspitze kann sich geringfügig verbiegen und dann seitlich abgleiten.

5.2. Nachbildung der natürlichen Zahnbeweglichkeit

Die grundsätzlichen Forderungen an die Zahnbeweglichkeit kann das künstliche Parodont erfüllen. Durch Verwendung der natürlichen Zahnwurzel und einer in der Form entsprechenden Alveole wird die Geometrie der Zahnbewegung, wie die Lage des Drehpunktes, erfüllt. Die elastischen Eigenschaften des verwendeten Silikons sind geeignet, die Elastizität des natürlichen Parodonts zu simulieren. Bei mittleren horizontalen Kräften (etwa 50 N) oder axialen Belastungen (120 N) entspricht es in guter Näherung dem Elastizitätsverhalten des Autopsiematerials. Die Bewegungen sind reversibel. Das Silikon besitzt keine so hohe Oberflächenhaftung und Zerreißfestigkeit wie die natürlichen Parodontalfasern. Deswegen treten bei

größeren Kräften relativ leicht Luxationen der Zähne auf.

Das in der beschriebenen Weise hergestellte künstliche Parodont ist geeignet, die Beweglichkeit bei mittleren Kräften zu simulieren. Es kann dort eingesetzt werden, wo die Form der natürlichen Zahnwurzel und eine in Größenordnung richtige Elastizität benötigt werden. Für sehr feine parodontologische Betrachtungen und für hohe Belastungen ist die künstliche Zahnbefestigung nicht geeignet.

5.3. Adhäsivbrücken auf beweglichen und unbeweglichen Zähnen

Die Adhäsivbrücken wurden auf bewegliche Zähne geklebt, um eine bessere Einschätzung ihrer klinischen Verwendbarkeit zu erhalten. Mit Hilfe der beweglichen Zahnbefestigung konnte gezeigt werden, daß eine unsymmetrische von palatinal wirkende Druckkraft das Brückengerüst an den Oberkieferfrontzähnen abbrechen kann. Die erforderliche Kraft lag jedoch mit mindestens 176,5 N ($\bar{x}$: 327 N) über der zu erwartenden physiologischen Belastung. Beim untersuchten Autopsiekiefer traten bei horizontalen Kräften dieser Höhe schon Lockerungen auf.

Belastet man den Brückenkörper von vestibulär, eine klinisch kaum auftretende Belastung, so besteht für die Beanspruchung der Klebfläche kein Unterschied zwischen Zähnen mit beweglichem Parodont und starr eingebetteten. Beim beweglichen Parodont werden wegen der mittigen Belastung beide Zähne eine parallele Kippbewegung ausführen. Die auf die Klebflächen wirkenden Kräfte sind hierbei aber die gleichen wie bei feststehenden Zähnen. Eine elastische Zahneinbettung ist bei vestibulärer Belastungsrichtung beim Versuch nicht erforderlich.

Die Untersuchungen haben außerdem gezeigt, daß die Festigkeit der Brückenklebungen z.T. über der Eigenfestigkeit der Zähne liegt. Die Bruchlasten lagen zwischen 471 N und 697 N ($\bar{x}$: 569 N) (siehe Tabelle 4). Eine gegen-

über vitalen Zähnen erhöhte Brüchigkeit aufgrund der Lagerung ist nicht auszuschließen. Als physiologische Belastungen werden derart hohe horizontale Kräfte nicht auftreten. Es wäre in jedem Fall eine Schädigung des Zahnhalteapparates die Folge, wie die Messungen am Autopsiekiefer zeigten.

Da die für die Brücken verwendeten kariesfreien Zähne schwer zu beschaffen sind, konnten die Versuche nur an wenigen Brücken durchgeführt werden. Die Ergebnisse haben dadurch im wesentlichen exemplarischen Charakter. Es kann hiermit grundsätzlich gezeigt werden, daß die Adhäsivbrücken in der Lage sind, Kräften der klinisch zu erwartenden Größenordnung standzuhalten, daß die erreichte Festigkeit aber eine große Streubreite aufweist.

5.4. Versuche mit planen Probekörpern

Die Versuche mit den planen Probekörpern sind geeignet, genaue flächenbezogene Festigkeitswerte zu bestimmen. Anders als bei den Untersuchungen an den Brücken wirken hierbei bevorzugt Zugkräfte.

Plangeschliffene Probenoberflächen sorgen bei den unterschiedlichen Zähnen für genau gleiche Oberflächenbeschaffenheit. Sie ermöglichen gleichmäßig dünne Klebstoffschichten und bei geeigneter Vorrichtung eine senkrechte Zugbelastung. Die für die Prüfmaschine verwandte Probenbefestigung hat sich in dieser Hinsicht als geeignet erwiesen. Die Verwendung der natürlichen Schmelzoberfläche sowie die Durchführung von Scherbelastungen, wie von RENK und HARTMANN (19) beschrieben, haben eine wesentlich größere Streuung der Meßergebnisse zur Folge als bei den eigenen Untersuchungen an planen Proben. Eine starke Streuung der Meßergebnisse erschwert jedoch den Vergleich von verschiedenen Probenserien. Soll die Wirkung von festigkeitsbeeinflussenden Faktoren signifikant nachgewiesen werden, so ist die Anwendung von reinen Zugkräften vorzuziehen. Versuche mit Scherkräften

haben dagegen den Vorzug, der klinischen Situation näher zu stehen. Aber auch reine Scherbelastungen können nur einen Teil der auf Brückenklebungen klinisch wirkenden Kräfte simulieren.

5.4.1. Verwendbarkeit von Rinderzähnen

Die Haftfestigkeit von Klebungen auf angeätztem Rinderschmelz entsprechen denen auf menschlichen Zähnen. Somit scheint es vertretbar, Festigkeitsuntersuchungen von Kunststoffen auf angeätztem Rinder-Zahnschmelz durchzuführen. Die Feststellung MASUHARAs, daß die Festigkeit auf Rinderschmelz höher liegt als auf menschlichen Zähnen, kann nicht bestätigt werden. Die auf den Rinderzähnen mögliche plane Schmelzfläche entspricht in ihrer Größe etwa den Klebflächen von Brücken auf menschlichen Frontzähnen.

5.4.2. Einfluß der Verarbeitungsbedingungen

Die Verarbeitung des untersuchten 4-META-haltigen Kunststoffes hat entscheidenden Einfluß auf die Festigkeit der Klebung. Die bei normalem Raumklima geklebten Proben haben eine hohe Haftfestigkeit. Sie liegt in den meisten Fällen über der Eigenfestigkeit des Zahnschmelzes. Wichtig ist eine sehr schnelle Verarbeitung, da der angemischte Kunststoff schnell antrocknet. Fügt man beide Klebflächen erst nach 30 s Antrocknung, d.h. 90 s nach Mischbeginn, zusammen, so ist das Ergebnis deutlich schlechter. Der angemischte Kunststoff bleibt zwar lange Zeit elastisch (5 - 10 min), verliert aber schon nach kurzer Zeit seine Fließfähigkeit und sein Benetzungsvermögen. Dies ist etwa 60 s nach dem Zusammenfügen von Polymerpulver und aktiviertem Monomer der Fall. Die aktivierte Monomerflüssigkeit verdunstet schnell, bleibt aber dünnflüssig und ist geeignet, angetrocknetes Polymergebisch wieder fließfähig zu machen. Die Verarbeitungszeit liegt an der Grenze der in DIN 13 922 für Füllungskunststoffe geforderten Zeit von 1 min. Von ebenfalls großem Einfluß ist die Feuchtigkeit bei der Ver-

arbeitung. Auch wenn der Kunststoff durch den verwendeten Initiator Tri-n-Butylboran bei Feuchtigkeit abbindet, ist das Ergebnis bei den Klebungen unter hoher Luftfeuchte schlecht. Das Wasser kann bei der Verarbeitung sowohl auf der getrockneten Zahnoberfläche als auch auf dem mit Kunststoff bestrichenen Metallgerüst kondensieren. Das Metallgerüst ist hierfür besonders begünstigt, da es mit Raumtemperatur kälter ist als die feuchte Luft. Eine Störung der Haftung ist deswegen besonders zwischen Schmelzoberfläche und Kunststoff zu erwarten. Das Metall konnte dagegen bei Raumbedingungen mit Kunststoff benetzt werden.

Bei den Klebungen unter hoher Luftfeuchte ist die erzielte Festigkeit sehr unterschiedlich und im Mittel um 38% niedriger als bei dem trocken und schnell verarbeiteten Kunststoff. Ein gutes Ergebnis ist somit nicht gesichert.

5.5. Beurteilung der bearbeiteten Metalloberfläche

Die Metalloberfläche wurde mit dem Ziel bearbeitet, eine rauhe und für die Kunststoffhaftung geeignete Struktur zu erhalten. Neben einer bloßen Oberflächenvergrößerung werden Hinterschneidungen geschaffen, in denen eine Verkrallung des Klebstoffes stattfindet.

Das Sandstrahlen erfüllt im wesentlichen die Aufgabe der Oberflächenvergrößerung. Die Möglichkeiten zur Verkrallung scheinen nach den REM-Fotos begrenzt zu sein. Makroskopisch ist die Struktur vielleicht vergleichbar mit einer bekiesten Dachpappe. Die bei 25 mA/cm² geätzte Oberfläche bietet dagegen mit ihren zahlreichen kleinen Löchern nicht nur eine nochmalige Oberflächenvergrößerung, sondern auch deutliche Strukturen zur Verkrallung des Klebstoffes. Die Struktur ist etwa mit Lavagestein vergleichbar. Die von DUNN und REISBICK (4) beschriebene Lochkorrosion bei Vitallium erzeugt ähnliche Lochbildungen von wenigen µm Durchmesser. Bei

ihnen ist das Lochmuster jedoch gleichmäßiger und als wabenartig beschrieben. Die unregelmäßige Lochbildung bei der eigenen Untersuchung wird unter anderem auf die vorhergehende Sandstrahlung zurückzuführen sein.

Die bei einer Stromdichte von 250 mA/cm^2 geätzte Oberfläche ist für eine Verkrallung des Kunststoffes offensichtlich weniger geeignet. Die Bereiche mit Lochbildung, die nur einen Teil der Fläche bedecken, bestehen zu einem großen Teil aus Bruchstücken. Deswegen werden sie mechanisch weniger fest sein. Insgesamt ist bei dieser Oberfläche nach den elektronenmikroskopischen Fotos eine weniger feste Bindung von Kunststoff zu erwarten als bei der Ätzung mit 25 mA/cm^2 .

Bewertet man die bei der geringen Stromdichte geätzte Metalloberfläche nach ihrer Verbundfestigkeit mit dem 4-META-haltigen Kunststoff, so muß die Oberfläche als gut geeignet bezeichnet werden. Bei den unter Raumbedingungen durchgeführten Klebungen der 6 mm Proben liegt die Festigkeit in der Mehrzahl über der des Schmelzes.

6. Klinische Hinweise

Diese Untersuchungen wurden gemacht, um die Haltbarkeit von Adhäsivbrücken bei einer Anwendung am Patienten abschätzen zu können. Es wurden Festigkeitswerte ermittelt, die in der Größenordnung der physiologischen Belastungen liegen. Die mit Probekörpern unter optimalen Bedingungen durchgeführten Klebungen erreichen Festigkeiten, die einen klinischen Erfolg sichern dürften. Ebenso wurde gezeigt, daß der Kunststoff sehr schnell und ohne Feuchtigkeit verarbeitet werden muß und daß bei Brücken nicht die Festigkeit von plangeschliffenen Proben erreicht wird.

Wird diese neue Technik am Patienten angewandt, kann folgendes empfohlen werden:

1. Das Brückengerüst soll eine möglichst große Klebfläche haben.
2. Die Paßgenauigkeit muß sehr gut sein.
3. Verwendete Legierung und Ätzverfahren sollten aufeinander abgestimmt sein; die hier benutzten scheinen geeignet zu sein.
4. Es muß beim Kleben für beste Trockenheit gesorgt werden, da der Feuchtigkeitseinfluß am schwerwiegendsten ist; Kofferdamm sollte benutzt werden.
5. Bei Verwendung des hier benutzten 4-META-halten Kunststoffes muß sehr schnell gearbeitet werden. Auf Assistenz kann nicht verzichtet werden.
6. Zähne mit besonders ungünstigen Belastungen sollten konventionell versorgt werden.

7. Zusammenfassung

Es wurde die Haftfestigkeit an 20 geklebten Brücken und an 60 planen Proben untersucht. Zunächst wurde die Zahnbeweglichkeit an 6 Frontzähnen eines Autopsiekiefers gemessen und ein künstliches Parodontium aus Silikon hergestellt. Auf diese Art elastisch befestigte natürliche Zähne dienten als Pfeiler für die Adhäsivbrücken. Die vom mittleren oberen Schneidezahn zum Eckzahn reichenden Brücken wurden von vestibulär oder von palatinal auf Druck belastet. Die Festigkeit lag zwischen 176 und 696 N. In mehreren Fällen frakturierten Kronen oder Wurzeln oder der Zahn löste sich aus der Silikoneinbettung. Es konnte gezeigt werden, daß Belastungen des Gerüsts von palatinal zum Abriß der Klebung führen.

An planen Proben wurde festgestellt, daß Rinder- und menschliche Zähne fast gleiche Klebfestigkeiten ergeben. Die mittlere Verbundfestigkeit liegt bei 26 N/mm^2 bei einer Haftfläche von 6 mm Durchmesser. Eine Antrocknung des Kunststoffes von 30 s hat mit 22% Minderung einen deutlich negativen Einfluß auf die Festigkeit. Verarbeitung bei einer Luftfeuchtigkeit von 95% bringt weitere 21% Verlust.

Mit dem Rasterelektronenmikroskop wurde die Oberflächenstruktur nach Sandstrahlung und nach zwei verschieden starken Ätzungen untersucht.

Die bei geringer Stromdichte geätzte Oberfläche zeigt eine relativ gleichmäßige Lochbildung, die zur Verkrallung von Kunststoff zu bevorzugen ist.

Bei sorgfältiger Arbeit kann die Technik der Adhäsiv- oder Marylandbrücken einer weiteren klinischen Erprobung empfohlen werden.

8. Literaturverzeichnis

- 1 Alshamary, A., Meiers, J., Mayclin, T. and Jensen, M. :
Bond Strengths of Etched Metal-to-Enamel: Effects of Different Etching Times
J. dent. Res. 62, 221 (1983) Abstr. 465
- 2 Aydinlik, E., Dayangac, B. and Celik, E. :
Effect of splinting on abutment tooth movement
J. prosth. Dent. 49, 477 - 480 (1983)
- 3 Dhillon, M., Fenton, A.H. and Watson, P.A. :
Bond Strengths of Composite to Perforated and Etched Metal Surfaces
J. dent. Res. 62, 304 (1983) Abstr. 1219
- 4 Dunn, B. and Reisbick, M.H. :
Adherence of ceramic coatings on chromium-cobalt structures
J. dent. Res. 55, 328 - 332 (1976)
- 5 Gross, U.M. (Leiter des Instituts für Pathologie im Klinikum Steglitz der FU Berlin):
Persönliche Mitteilungen (1983)
- 6 Hofmann, M. :
Das Kraft-Weg-(Zeit-) Diagramm in der Periodontometrie
Dtsch. Zahnärztebl. 17, 143 - 146 (1963)
- 7 Holste, Th. und Berling, F. :
Vergleichende Untersuchungen zur Haftfestigkeit von Komposit-
Ätzbrücken - herkömmliche und zusätzliche Retentionshilfen
Dtsch. Zahnärztl. Z. 37, 885 - 889 (1982)
- 8 Holste, Th. :
Die Versorgung von Frontzahnlücken im jugendlichen Gebiß mit
Hilfe der Komposit-Ätztechnik
Dtsch. Zahnärztl. Z. 37, 302 - 304 (1982)

- 9 Howe, D.F. and Denehy, G.E. :
Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch
technique and a cast metal framework
J. prosth. Dent. 37, 28 - 31 (1977)
- 10 Kops, Chr. :
Haftung von 16 zahnärztlichen Füllungskunststoffen am
Rinderzahnschmelz sowie rasterelektronenmikroskopische
Oberflächenuntersuchungen am Schmelz von Mensch und Rind
Zahnmed. Diss., FU Berlin 1979
- 11 Kühl, W. und Renk, A. :
Untersuchungen über die Haftfestigkeit von Isoplast an
Pallag M im Zugversuch nach unterschiedlicher Vorbehand-
lung der Metalloberfläche
Dtsch. zahnärztl. Z. 37, 961 - 963 (1982)
- 12 Livaditis, G.J. and Thompson, V.P. :
Etched castings: An improved retentive mechanism for
resin-bonded retainers
J. prosth. Dent. 47, 52 - 58 (1982)
- 13 Macgregor, A.J. and Tomlinson, G.E. :
An apparatus for measuring the forces of dental extraktion
Brit. J. oral Surg. 17, 71 - 76 (1979)
- 14 Masuhara, E. :
Die neuentwickelten haftfähigen Kunststoffe und ihre
klinische Anwendung
Dtsch. zahnärztl. Z. 37, 155 - 159 (1982)
- 15 Meetz, H.K. :
Comparison of Commercially Available Cementing Resin
Materials for the Maryland Bridge
J. dent. Res. 62, 220 (1983) Abstr. 458

- 16 Meiers, J.C., Jensen, M.E. and Mayclin, T. :
Surface Treatments on the Bond Strength of Etched Metal
Retainers
J. dent. Res. 62, 220 (1983) Abstr. 459
- 17 Miethke, R.R. :
Zahnbreiten und Zahnbreiten-Korrelationen
Med. Diss., FU Berlin 1972
- 18 Mühlemann, H.R. :
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 61, 1 - 71 (1951)
- 19 Renk, A. und Hartmann, D. :
Untersuchungen über die Haftfestigkeit von Palliag M-
Komposite-Ätzbrücken nach Vorbehandlung der Metalloberfläche
Dtsch. zahnärztl. Z. 37, 957 - 960 (1982)
- 20 Rochette, A.L. :
Attachment of a splint to enamel of a lower anterior teeth
J. prosth. Dent. 30, 418 - 423 (1973)
- 21 Sachs, L. :
Angewandte Statistik. 6. Auflage, Springer, Berlin -
Heidelberg - New York 1984
- 22 Shen, G., Forbes, J., Boettcher, R., Dvivedi, N. and Morrow, R. :
Resin Bonded Bridge Bond Strenght Using A Cast Mesh Technique
J. dent. Res. 62, 221 (1983) Abstr. 464
- 23 Simonsen R. :
Die Säureätztechnik in der Brückenprothetik. 1. Aufl.,
Quintessenz, Berlin 1983
- 24 Speiser, A.M., Levine, C.G. and Shulman, D.A. :
In Vitro Comparison of Bond Strenghts of Three Cements for
Resin Bonded Bridges
J. dent. Res. 62, 220 (1983) Abstr. 462

- 25 Tanaka, T., Atsuta, M., Uchiyama, Y. and Kawashima, J. :
Pitting corrosion for retaining acrylic resin facings
J. prosth. Dent. 42, 282 - 291 (1979)
- 26 Tanaka, T., Nagata, K., Takeyama, M., Atsuta, M., Nakabayashi, N.
and Masuhara, E. :
4-META Opaque Resin - A New Resin Strongly Adhesive to
Nickel-Chromium Alloy
J. dent. Res. 60, 1697 - 1706 (1981)
- 27 Thompson, V.P., Livaditis, G.J. and Delcastillo, E. :
Resin Bond to Elektrolyticly Etched Non Precious Alloys for
Resin-Bonded Prostheses
J. dent. Res. 60, 377 (1981) Abstr. 265
- 28 Thompson, V.P. :
Etched Alloy Resin Bonds : Thermal Cycling and Rebonding
Pyrolized Surfaces
J. dent. Res. 62, 664 (1983) Abstr. 134
- 29 Thompson, V.P. and Sangtaer, Y.J. :
Etched Alloy : Bonds to "Ohne" vs "Two Step" Etched Surfaces
J. dent. Res. 62, 220 (1983) Abstr. 463
- 30 Ullo, C. and Gwinnett, J. :
Removal of Resins from Acid-Etched Retainers
J. dent. Res. 62, 220 (1983) Abstr. 461

9. Tabellenanhang

Kraft in N	Zerstörungsort	
von palatinal belastet		
667 #	Bruch in der Klebung	
348 #	"	
216	"	
226	"	
177	"	
461	Fraktur des Zahns	
319	"	
334	"	
216	Zahn luxiert	# Autopsiekiefer
von labial belastet		
432	Bruch in der Klebung	
441 *	"	
363 *	"	
461	Fraktur des Zahns	
598	"	
618 *	"	
697 *	"	
471 *	"	
643	Zahn luxiert	
334	"	
510	"	* starr befestigt

Tab. 4

Zerstörungskräfte der auf menschliche Zähne geklebten Brücken

Serie:	A	B	C	D	E
	760	608	804	294	343
	461	363	564	265	343
	83	559	564	324	181
	598	432	196	353	441
	672	584	358	284	392
	785	662	98	392	402
	672	721	530	481	510
	775	476	461	495	309
	868	549	574	304	446
	804	795	373	363	226
	888				
	785				
	883				
	775				
	903				
	814				
	912				
	888				
	902				
	515				

Tab. 6

Abrißkräfte der planen Probekörper in N

Serie A: 6 mm Durchmesser, Rinderzähne

Serie B: 6 mm Durchmesser, 30 s Antrocknung, Rinderzähne

Serie C: 6 mm Durchmesser, 30 s Antrocknung, 95% rel. Feuchte
bei 35° C, Rinderzähne

Serie D: 3,9 mm Durchmesser, menschliche Zähne

Serie E: 3,9 mm Durchmesser, Rinderzähne

Für die Überlassung des Themas und seine hilfreichen Anregungen danke ich Herrn Professor Dr. J. Viohl.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Professor Dr. H. Lenz und seinen Mitarbeitern für die Anfertigung der elektronenmikroskopischen Aufnahmen und nicht zuletzt Herrn Dr. K. Dermann für die Anleitung und Hilfe an den technischen Geräten.

Ferner spreche ich der Bremer Goldschlägerei für die freundliche Unterstützung bei der Herstellung der Metallproben meinen Dank aus.

Lebenslauf

2. 1. 1959 geboren als zweiter Sohn des Diplom-Ingenieurs
Wolfgang Kotzur und seiner Ehefrau Ursula
- April 1965 Einschulung in die Salvator-Grundschule in
Berlin-Waidmannslust
- April 1971 Besuch der Salvator-Oberschule, Gymnasium
8. 6. 1977 Reifeprüfung
- Oktober 1977 Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der
Freien Universität Berlin
11. 9. 1978 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2. 4. 1980 Zahnärztliche Vorprüfung
29. 3. 1983 Staatsexamen
28. 4. 1983 Approbation als Zahnarzt
- April 1983 Beginn der Dissertation
1. 4. 1984 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für
Klinisch-Theoretische Zahn-, Mund- und Kiefer-
heilkunde der FU Berlin

Papyrus-Druck GmbH Berlin ☎ 3416451
Dissertationen